

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-134396

(43)Date of publication of application : 09.05.2003

(51)Int.Cl.

H04N 5/32  
H04N 5/335

(21)Application number : 2001-331124

(71)Applicant : CANON INC

(22)Date of filing : 29.10.2001

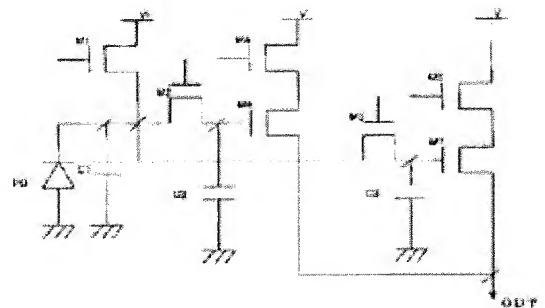
(72)Inventor : WATANABE TAKANORI  
TASHIRO KAZUAKI  
UMIBE NORIYUKI

(54) IMAGING DEVICE, DRIVING METHOD THEREOF, RADIATION IMAGER USING THE ELEMENT, AND RADIATION IMAGING SYSTEM USING THE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable high speed high sensitivity moving image photographing and wide dynamic range low noise still image photographing by using one imaging device.

SOLUTION: A plurality of picture elements are provided which comprise; a photodiode PD for converting optical energy to an electric signal; MOS transistors M6, M7 which are connected with the photodiode PD and in which the electric signal outputted from the photodiode PD is inputted; and a MOS transistor M3 arranged between the photodiode PD and the MOS transistor M7 or a MOS transistor M2 and the MOS transistor M3 which are arranged between the photodiode PD and the MOS transistor M6 and between the photodiode PD and the MOS transistor M7, respectively.



\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1]An image sensor comprising provided with two or more pixels:

A photoelectric conversion means which transforms light energy into an electrical signal. Said electrical signal which is electrically connected with said photoelectric conversion means, and is outputted from said photoelectric conversion means a pixel including the 1st and 2nd amplifying means inputted between two or more preparations, said photoelectric conversion means, said 1st [ the ], or said 2nd amplifying means, Or a switching means established, respectively between said photoelectric conversion means, said 1st [ the ], and said 2nd amplifying means.

[Claim 2]In the image sensor according to claim 1, said switching means, An image sensor which is formed between said photoelectric conversion means, said 1st [ the ], or said 2nd amplifying means, turns off said switching means at the time of the 1st image taking mode, and is characterized by making said switching means one at the time of the 2nd image taking mode.

[Claim 3]In the image sensor according to claim 1, said switching means, It is provided, respectively between said photoelectric conversion means, said 1st [ the ], and said 2nd amplifying means, and at the time of the 1st image taking mode. An image sensor making one a switching means established between said photoelectric conversion means and said 1st amplifying means, and making a switching means established between said photoelectric conversion means and said 2nd amplifying means the one at the time of the 2nd image taking mode.

[Claim 4]An image sensor, wherein said 1st image taking mode is high sensitivity mode in the image sensor according to claim 2 or 3 and said 2nd image taking mode is the normal mode.

[Claim 5]An image sensor, wherein said 1st image taking mode is animation mode in the image sensor according to claim 2 or 3 and said 2nd image taking mode is still picture mode.

[Claim 6]An image sensor which said 1st and 2nd amplifying means are insulated gate field effect transistors in an image sensor given in any 1 paragraph of Claim 1 thru/or Claim 5, and is characterized by inputting said electrical signal into a gate electrode of said insulated gate field effect transistor.

[Claim 7]An image sensor, wherein said insulated gate field effect transistor forms source follower amplifier in the image sensor according to claim 6.

[Claim 8]An image sensor characterized by area of a gate electrode of an insulated gate field effect transistor of said 1st amplifying means being smaller than area of a gate electrode of an insulated gate field effect transistor of said 2nd amplifying means in the image sensor according to claim 6 or 7.

[Claim 9]An image sensor which said 1st and 2nd amplifying means have a charge storage part, and is characterized by capacity of a charge storage part of said 1st amplifying means being smaller than capacity of a charge storage part of said 2nd amplifying means in the image sensor according to claim 8.

[Claim 10]An image sensor having a transfer switch means and capacity between said photoelectric conversion means and said switching means in an image sensor of a description in

any 1 paragraph of Claims 1–9.

[Claim 11]A radiation imaging apparatus comprising:

An imaging device which has arranged two or more image sensors of a description in any 1 paragraph of Claims 1–10, and formed them in it.

A scintillator which changes radiation into light.

[Claim 12]A radiation imaging apparatus, wherein the radiation imaging apparatus according to claim 11 has an actual size optical means of communication between said scintillator and said imaging device.

[Claim 13]A radiation imaging apparatus, wherein said actual size optical means of communication has a fiberoptic plate in the radiation imaging apparatus according to claim 12.

[Claim 14]A radiation imaging system comprising:

A radiation imaging apparatus given in any 1 paragraph of Claims 11–13.

A signal processing means which processes a signal from said radiation imaging apparatus.

A recording device for recording a signal from said signal processing means.

A displaying means for displaying a signal from said signal processing means, a transmission processing means for transmitting a signal from said signal processing means, and a radiation source for generating said radiation.

**\* NOTICES \***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]This invention relates to the radiation imaging system using the radiation imaging apparatus and it which used the drive method of an image sensor and an image sensor, and its image sensor. This invention is used suitably for the drive method of the large area radiation (X-rays) imaging device which reads a picture especially using high-energy radiation, such as X-rays and a gamma ray, its system, the image sensor which can be used for it, and an image sensor.

[0002]

[Description of the Prior Art]Digitization is progressing in medical various fields. In the field of the X-ray diagnosis, the entering X-rays are changed into visible light by a scintillator (fluorescent substance) and I.I. (image intensifier), and the two-dimensional digital X-rays high sensitivity fluoroscope which picturizes this light image with a TV camera is developed.

[0003]There are some which furthermore constituted the system of fluoroscopy (animation) and photography (Still Picture Sub-Division) combining this fluoroscopy system and a filming system.

[0004]As an imaging device of Still Picture Sub-Division, the two-dimensional X ray imaging apparatus has been developed.

[0005]As a two-dimensional X ray imaging apparatus, the small CCD type image sensor is put in practical use, for example for dentistries, and the still picture imaging device of Oita who used the amorphous silicon (a -Si) of a maximum of 43 cm\*\* is made the object for mammographies, and for thorax photography. That it is easy to obtain Oita's thing, the image sensor using the amorphous silicon semiconductor on a glass substrate carries out four-sheet tile \*\*\*\* of this panel, and has some which have realized Oita's X ray imaging apparatus. As an example of this kind of art, US,5315101,B has a thing of a description.

[0006]There is a proposal which constitutes Oita's X ray imaging apparatus using two or more single crystal image sensors (silicon image sensor etc.). As an example of this kind of art, US,4323925,B and US,6005911,B have a thing of a description. As a single crystal image sensor, there are a CCD type image sensor image sensor using silicon, an MOS type, a CMOS type image sensor, etc.

[0007]Thus, in the X-ray-diagnosis field of Medical Science Division which digitization follows, the further high-sensitivity-izing of a still picture imaging device and next-generation video imaging devices (fluoroscopy etc.) are expected.

[0008]By the way, the X ray imaging apparatus using an image sensor is provided with the fluorescent screen which generates light in response to the X-rays emitted from X line source, and the image sensor which picturizes luminescence of a fluorescent screen. In taking a photograph using such an X ray imaging apparatus, it irradiates with a little X-rays with little influence on a human body in the case of positioning before this photography, and in order to photo a picture with a high definition, it irradiates with more powerful X-rays by this photography. For this reason, even if some pictures are inferior, a picture with high sensitivity is needed, and it is necessary to acquire the picture which has possible bigger gray scale representation, and few noises in the case of this photography at the time of positioning. As a

simple way, there are a method to which an output is applied for a gain in the circuit besides a sensor chip, and the method of applying a gain to an output stage within a sensor. However, it is also difficult for there to be a demerit that the noise itself generated within a sensor chip by this method will be amplified, and to change a dynamic range for every photographing mode.

[0009]

[Problem(s) to be Solved by the Invention](The 1st SUBJECT) In the X-ray-diagnosis field mentioned above, it was difficult for the exposure conditions of X-rays to differ greatly and to realize such performances with the same imaging device by the case where the case where it sees through (animation), and static image photographing are performed.

[0010]The relation of the fluoroscopy (animation) in a medical field, and X dose at the time of photography (Still Picture Sub-Division) and an output is shown in drawing 11. In order to irradiate human being with X-rays continuously for picturizing fluoroscopy (animation), and to reduce the exposed dose of X-rays as much as possible, it is necessary to set the dose of X-rays to 1/100 from several 10 compared with static image photographing. In order to call for 60 to 90 frames per second at the maximum as a read rate and to perform this reading, the imaging device for fluoroscopy (animation) is asked for several 10 times as much high sensitivity and several 10 times as many rapidity compared with static image photographing. Although static image photographing requires nearly four dynamic ranges, in fluoroscopy (animation), the dynamic range of about double figures may be used.

[0011]Although conventional I.I. (image intensifier) and the X ray imaging apparatus of a TV camera are high sensitivity, it is difficult for the dynamic range of a TV camera to use for the static image photographing for diagnosis small compared with the dynamic range of a film. Since the resolution of I.I. (image intensifier) is not enough for the static image photographing for diagnosis, generally it is used for fluoroscopy (animation). Furthermore a device and a system become large and cost increases. A device and a system become large similarly and, as for the fluoroscopy/photographing system which combined the film system with I.I. (image intensifier)/TV camera, cost increases.

[0012]Although a CCD type image sensor is high sensitivity in a perfect depletion type, as an image sensor of a large area, it becomes unsuitable. Although a CCD type image sensor is a charge transfer type therefore, it becomes a large area and transmission of the number of transfer stages increasing (it becomes a high pixel) becomes a problem. That is, driver voltages differ a drive end and near a center, and full transmission becomes difficult. Although power consumption is expressed with  $CVf^2$  (C a substrate and a well capacity of a between and V pulse amplitude and f pulse frequency), C and V become large and power consumption becomes large 10 or more times as compared with a CMOS type image sensor, so that it is a large area. As a result, a surrounding drive circuit serves as a heating source and a noise source, and is no longer high S/N. Thus, the CCD type image sensor has a field for which it is not suitable in the large-sized image sensor.

[0013]With the composition of the simple Oita imaging device using many single crystal image sensors, in the doubling part of each image sensor. a dead space is certainly made (peripheral circuits, such as a shift register, a multiplexer, and amplifier,.) This portion from which the field for providing the protection circuit which consists of a protective diode to the external terminal and static electricity for an exchange of a signal with the exterior and a power supply or protective resistance becomes required another certainly in a picture element region becomes a line defect (knot of a picture), and image quality falls off. Therefore, although the composition which avoids a dead space and leads the light from a scintillator to the picture element region of an image sensor is taken using tapered shape FOP (fiberoptic plate), very expensive tapered shape FOP is needed, and a manufacturing cost is raised. In tapered shape FOP, according to a cone angle, the light from a scintillator becomes difficult to enter into FOP, and there is a problem which the amount fall of outputted rays takes place, and offsets the sensitivity of an image sensor and to which the sensitivity of the whole device worsens.

[0014]Although it is advantageous at the point referred to as that the manufacturing process of an amorphous silicon type Oita imaging device obtains Oita's thing as compared with a CCD type

image sensor or a CMOS type image sensor, compared with a single-crystal-silicon semiconductor substrate, micro processing of the semiconductor on a glass substrate is difficult, and the capacity of the result output signal wire becomes large. This capacity causes the biggest noise (kTC noise), and there is a limit in improvement in sensitivity. The semiconductor characteristic of an amorphous silicon over high-speed operation is not still more enough, and the animation photography of 30 frames per second or more by Oita becomes difficult.

[0015](The 2nd SUBJECT) There is a means which changes a dynamic range and a gain in the pixel cell in a sensor as one method of solving the difference in the picture searched for by the photography at the time of positioning and this photography. Drawing 12 explains the example. PD is a photo-diode and is beforehand reset by the reset potential  $V_r$  via MOS transistor M1. At the time of photography of high sensitivity, the electric charge generated in photo-diode PD at the storage period (or X-ray irradiation time) is accumulated in PD and the parasitic capacitance C1, is read by the transfer transistor M2, and is accumulated in the capacity C3. Current amplification of the electrical change at this time is carried out with the source follower amplifier which comprises the transistor M6, and it is outputted. The transistor M4 is a line selecting switch of a pixel. Under the present circumstances, it is possible to enlarge the electrical change of C3 to a photoelectrical load by designing the capacity C3 small, and read-out by high sensitivity is possible. On the other hand, by the one [ the transistor M3 ] in this photography, the capacity which receives the photoelectrical load transmitted from the transfer transistor M2 is set to  $C_2 + C_3$ , and it becomes possible to obtain a bigger dynamic range.

[0016]Although the change of sensitivity and the change of a dynamic range are realizable in the above method, it is necessary to design the size of the transistor (M6 of drawing 12) of a pixel source follower in size suitable for high sensitivity photographing mode, and the smaller one of the size of a gate electrode is preferred. However, the  $1/f$  noise of a MOS transistor will degrade image quality in this case. Generally it is said that the  $1/f$  noise of a MOS transistor is in inverse proportion to the area of a gate electrode, and, in the case of small gate size, the influence of a  $1/f$  noise becomes large.

[0017](The purpose of this invention) The purpose of this invention is to provide the radiation imaging apparatus of a large area thin shape which can provide the whole surface picture which makes possible fluoroscopy (animation) by a high speed and high sensitivity, and static image photographing in a high definition and an extensive dynamic range, and does not have a knot, especially an X ray imaging apparatus.

[0018]Other purposes of this invention are to provide the image sensor which can perform a gain change and the change of a dynamic range.

[0019]

[Means for Solving the Problem]A photoelectric conversion means from which an image sensor of this invention transforms light energy into an electrical signal, Between the 1st and 2nd amplifying means as which said electrical signal which is electrically connected with said photoelectric conversion means, and is outputted from said photoelectric conversion means is inputted, and said photoelectric conversion means, said 1st [ the ] or said 2nd amplifying means, Or it has two or more pixels which have the switching means established, respectively between said photoelectric conversion means, said 1st [ the ], and said 2nd amplifying means.

[0020]This invention is characterized by a radiation imaging apparatus comprising the following. An imaging device which has arranged two or more image sensors of above-mentioned this invention, and formed them.

A scintillator which changes radiation into light.

[0021]A radiation imaging system of this invention is related with a way a drive method of an image sensor of this invention drives an image sensor of above-mentioned this invention, using a radiation imaging apparatus of above-mentioned this invention.

[0022]A suitable mode of this invention is coped with also to a  $1/f$  noise by, for example, choosing source follower amplifier of gate size which changes with image taking modes. That is, capacity value which has the source follower amplifier with which two or more gate areas differ for every pixel, and receives a photoelectrical load using parasitic capacitance of a gate of the

source follower amplifier is changed selectively. In high sensitivity photography (positioning photography in the case of the above-mentioned X ray sensor), photography of high sensitivity is attained by choosing source follower amplifier with small gate size, When photoing a large dynamic range (this photography in the case of the above-mentioned X ray sensor), by choosing source follower amplifier with big gate size, it is small and photography with a large dynamic range of a  $1/f$  noise is attained.

[0023]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, with reference to Drawings, the embodiment of this invention is described in detail.

[0024] (A 1st embodiment) Drawing 1 is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 1st embodiment by this invention.

[0025] In drawing 1, the capacity formed of the parasitic capacitance or additional capacities with which PD is connected to a photo-diode and C1 is connected to the cathode side of photo-diode PD, and M1 are reset transistors which reset photo-diode PD and the capacity C1-C3. It is a source follower transistor for which the transistor used as the transfer switch connected to the capacity C1 M2, the capacity which accumulates the electric charge transmitted from photo-diode PD and the capacity C1 C2, and M4 are connected to a selecting switch, and a gate is connected to the capacity C2 M6. It is a source follower transistor for which the transistor used as the transfer switch connected to the capacity C1 M3, the capacity which accumulates the electric charge transmitted from photo-diode PD and the capacity C1 C3, and M5 are connected to a selecting switch, and a gate is connected to the capacity C2 M7. Thus, the electric charge accumulated in photo-diode PD and the capacity C1 is outputted via two output means.

[0026] Operation of the pixel cell of drawing 1 is explained. The potential of the capacity C1 formed of photo-diode PD, parasitic capacitance, or additional capacities is reset by the reset potential  $V_r$  by the reset transistor M1. If light enters into photo-diode PD at a storage period, the photoelectrical load by which it was generated will be accumulated in photo-diode PD and the capacity C1. The potential of the capacity C2 or the capacity C3 changes according to the photoelectrical load by which it was generated by turning on the transistor M3 used as the transistor M2 used as a transfer switch, or a transfer switch.

[0027] The capacity C2 and the capacity C3 have the dominant parasitic capacitance of the transistor M6 and the gate electrode of M7 respectively here. The transistor M4 and M5 are line selecting switches, and they are the switches for choosing a line with the pixel cell by which the array is carried out to two dimensions. The transistor M4 and M5 are connected to the power supply V. Although not shown in a figure, it is connected to the constant current source, and the node OUT of an output forms source follower amplifier with the transistor M4 and M6. One of source follower amplifier can be chosen by the transistor M5 and M7 as well as the transistor M4 and M6 forming source follower amplifier by the constant current source, and they choosing the transistors M2 and M4, or choosing the transistors M3 and M5.

[0028] In this embodiment, it is possible to enlarge capacity C3 to the capacity C2 by enlarging gate electrode size of the transistor M7 to the transistor M6. On circuit operation, since the influence of parasitic capacitance of the parasitic capacitance between gate drains is great, it can adjust the capacity C2 and C3 by specifically changing the transistor M6 and gate width W of M7. Since the current driving capacity of a transistor does not change when the transistor M6, and gate width W and gate length L of M7 are changed by the same ratio, the DC characteristic of the same source follower can be obtained and a design becomes easy.

[0029] The capacity C2 of read-out and the advantage of being able to choose C3 by a case are as conventional technology having explained, and it is in the ability to choose a dynamic range (D-range) according to a photographing condition. Furthermore by this invention, there are the following advantages.

[0030] Generally, a  $1/f$  noise is one of causes of SN degradation of the image sensor (CMOS sensor) formed of a MOS transistor. If gate electrode area becomes small by the minuteness making of a MOS transistor, the influence of a  $1/f$  noise will become large. It is said that the power density of a  $1/f$  noise is in inverse proportion to  $W \times L$  of a MOS transistor. An

improvement cannot be expected about the  $1/f$  noise of that whose KTC noise and optical shot noise opens a dynamic range by the conventional method in order to raise SN, and improve it when light volume is increased for a long time and storage time is photoed. According to this invention, in addition to the effect of the improvement in SN obtained by conventional technology, the improvement of a  $1/f$  noise can also be obtained in the case of the mode which opens and photos a dynamic range.

[0031]Temporarily, about the gate size of the transistor M6, if the gate size of  $W=1$  micrometer,  $L=1$  micrometer, and the transistor M7 shall be  $W=10$  micrometers and  $L=10$  micrometers, the gate sauce capacity of the transistor M7 will be 10 times. That is, the capacity C3 will be 10 times C2, and a dynamic range will be 10 times. Therefore, when picturizing the same light volume, it is possible to operate within a dynamic range to 10 times as much storage time. On the other hand, it is possible to decrease to  $1/100$  under the influence of gate electrode area ( $1/100$ ) about a  $1/f$  noise.

[0032]For this reason, according to this invention, the good image sensor of SN can be obtained by improving the  $1/f$  noise of source follower amplifier. Since the gate electrode of capacity formation and a source follower is communalized, a degree of location can be improved and the effect of improvement in the sensitivity by increase of the area of a photo-diode and improvement in the signal to noise ratio can also be acquired by extension.

[0033]In the above-mentioned explanation and an equivalent circuit, although the characteristic of MOS of a source follower transistor has described the case of NMOS, also when a transistor is constituted from a PMOS, it can acquire the same effect. It is in the transistor M2 and the state which turned on M4 (or the transistor M3, M5) beforehand, without being caught by an above-mentioned example about the timing of a drive, Photo-diode PD, the capacity C1, and the capacity C2 (or capacity C3) are reset, and accumulation may be started after closing the reset transistor M1. In this case, it is possible to lose the feed through by opening and closing of the gate of the transistor M2, M3, M4, and M5.

[0034]It is possible to communalize the gate of the transistor M2 and the gate wire of the transistor M4, and to reduce wiring. It is also possible to communalize the gate wire of the transistor M3 and the transistor M5 similarly.

[0035]The merit which can perform the change of sensitivity and a dynamic range in an X ray imaging apparatus is large as conventional technology described, when this invention was applied to an X ray imaging apparatus, Since it is easy to use a large-sized imaging device in an X ray imaging apparatus compared with a portable camera, the demerit which enlarges pixel size is small and it is easy to consider composition of a pixel as the composition by this invention. Therefore, the image sensor by this invention is effective especially when it applies to an X ray imaging apparatus.

[0036](A 2nd embodiment) Drawing 2 explains a 2nd embodiment by this invention. Drawing 2 is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 2nd embodiment by this invention.

[0037]In this embodiment, the capacity C1 is directly connected to the gate of the transistor M6 without the transistor M2. When you need high sensitivity, it chooses the transistor M4. Capacity is set to  $C1+C2$  at this time. When a large dynamic range is required, M3 and M5 are chosen. The capacity at this time is set to  $C1+C2+C3$ . The capacity factor at this time is set to 10. That is, it is set to  $C1+C2+C3=10 (C1+C2)$ . Therefore, it is set to  $C3=9 (C1+C2)$ . A 4th embodiment explains the imaging device using this embodiment. Then, although explained in full detail, the junction capacitance C1 of a photo-diode is made small as much as possible, in order to realize high sensitivity. According to this embodiment, about the gate size of the transistor M6, if the gate size of  $W=1$  micrometer,  $L=1$  micrometer, and the transistor M7 shall be  $W=9$  micrometers and  $L=9$  micrometers, the gate sauce capacity C3 of the transistor M7 will be 9 times the capacity C2. A dynamic range increases 10 times by the case where the case where the transistor M4 is chosen, M3, and M5 are chosen. If the effect of  $1/f$  noise reduction is considered to be a 1st embodiment the same way, it will be improved by about  $1/81$ , and the effect of this invention is effective also in this embodiment.

[0038](A 3rd embodiment) Also in an image sensor with the photo-diode of a perfect transfer



type, this invention can acquire the same effect. Drawing 3 explains a 3rd embodiment by this invention. Drawing 3 is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 3rd embodiment by this invention.

[0039]In this embodiment, after making a photo-diode PD part depletion-ize thoroughly by a reset action, accumulation of a photoelectrical load is started. As the method of reset, the formation of perfect depletion of photo-diode PD is possible by making the transistor M1 and the transistor M8 into an ON state simultaneously. The photoelectrical load by which it was generated is transmitted to the capacity C1 by the transfer switch M8 after accumulation. By designing photo-diode PD form perfect depletion again, it is possible to transmit all the photoelectrical loads by which it was generated to the capacity C1, and it is possible to obtain a highly sensitive sensor. About operation of the transistors M2-M7, it is the same as that of a 1st embodiment. It is possible for this to acquire a picture with few noises so that it is possible to choose a dynamic range. Also when the transistor M2 is omitted like a 2nd embodiment, the effect of this example is effective.

[0040](A 4th embodiment) Drawing 4 shows the part plan of one image sensor at the time of using for an X ray imaging apparatus the CMOS type image sensor which has one pixel circuit of Embodiment 2. each pixel is mentioned later -- as -- animation mode (high sensitivity mode) -- with the amplification MOS transistor (M6 of drawing 2) of business. Compared with this, light volume will be 100 or more times, and it has a large amplification MOS transistor (M7 of drawing 2) of the area at the time of the still picture mode (normal mode) of which a large dynamic range is required. Furthermore, each pixel has a means which changes sensitivity according to the change of such operational modes. This realizes an extensive dynamic range and the image sensor which can be photoed by high sensitivity at the time of animation photography at the time of static image photographing. Nine-sheet tile \*\*\*\* of this image sensor is carried out, and Oita's imaging device consists of these embodiments so that it may mention later.

[0041]In drawing 4, 11 the end of an image sensor, and 12 the boundary of a pixel cell, and 13 The block of the vertical shift register as a scanning circuit, The vamp by which provide 14 in the block of common processing circuits, such as a multiplexer, a horizontal shift register, and common amplifiers, 15 was provided in the external terminal, and 16 was provided on the external terminal 15, and 17 show protective resistance, and 18 shows a protective diode.

[0042]Drawing 7 shows the case where one image sensor is picked out from a mainstream 8-inch wafer now. The CMOS type image sensor of 136 mm\*\* is created by one-sheet picking by a CMOS process.

[0043]In the X ray imaging apparatus of medical application, the size of a pixel (pixel cell) may be large to 100micrometer\*\* - a 200 micrometer\*\* grade. Size in this embodiment was made into 160 micrometer\*\*.

[0044]Drawing 8 shows the image sensor portion of the large area X-rays animation imaging device of 408 mm\*\* which pasted nine sheets of this image sensor together and formed it.

[0045]Drawing 9 shows the A-A' section of drawing 8. The scintillator 21 which consists of  $Gd_2O_2S$  using a europium, a terbium, etc. as an activation nature object, CsI, etc. is installed on FOP(actual size optical means of communication)22. X-rays are changed into lights, such as visible light, in the scintillator 21. The image sensor 23 detects lights, such as this visible light. As for the scintillator 21, it is preferred to choose so that the luminous wavelength may suit the sensitivity of the image sensor 23. In this embodiment, in order to prevent the X-rays which penetrated the scintillator 21 hitting the image sensor 23, FOP22 is used, but when X-rays are enough absorbed by the scintillator 21, such as using the X-rays of low energy, it is not necessary to use FOP. The pedestal 24 is an external treating substrate which has a circuit which the image sensor 23 is carried, and the substrate 25 supplies the power supply of the image sensor 23, a clock, etc., and takes out and processes a signal from the image sensor 23. FUREKI 26 is an electric connection part by TAB (Tape Automated Bonding) of each image sensor and an external treating substrate.

[0046]According to this embodiment, a vertical shift register, a horizontal shift register, a multiplexer, output amplifier, an external terminal, an electrostatic protection circuit (the

protective diode and the protective resistance), etc. which were conventionally arranged to the peripheral part of the image sensor are arranged to the picture element region of an image sensor. Since the whole image sensor surface serves as a picture element region by this composition, the dead space as for which a tile \*\*\*\*\* case becomes a picture element defect on the outskirts about this image sensor is not produced.

[0047] Oita's imaging device can be formed by putting these image sensors in order so that there may be no crevice in tile shape substantially. Here, with a crevice substantially not being made, I hear that lack between image sensors is not made to the picture formed by the image sensor of nine sheets, and it is in it. The picture of Oita without a knot can be acquired by furthermore considering it as said circuitry. 1 block of the shift register which processes one more line is arranged so that it may be settled in 1 pitch. These blocks are put in order, and it is considered as a series of vertical shift register blocks, and is considered as a level shift register block. These blocks are extended to linear shape to the perpendicular direction and the horizontal direction.

[0048] It lets TAB FUREKI linked to the external terminal provided in the image sensor end pass, and the clock of an image sensor, etc. the input of a power supply, and the output of the signal from an image sensor are performed between the external treating substrates arranged on the back side of an image sensor. Even if the thickness of TAB FUREKI lets the crevice between image sensors pass thinly enough to size, the defect on a picture is not produced.

[0049] Drawing 5 shows the situation of the pixel cell which has arranged the unit block (unit for choosing and driving one line) of the vertical shift register in drawing 4 with one pixel circuit to one field (1 pixel cell). One pixel circuit is shown in Embodiment 2. The area of a unit block and a pixel circuit is not reflecting the carried-out type for a mimetic diagram. With the actual layout, it is covered by the light shielding layer (un-illustrating) except the photo-diode of a pixel circuit, and the light from a scintillator is prevented from entering in addition to a photo-diode. A vertical shift register shows the easy circuit constituted from a static type shift register and a transfer gate, in order to make transfer signal  $\phi_{TX}$ , reset-signal  $\phi_{RES}$ , and selection signal  $\phi_{SEL}$ . These are driven with the signal from a clock signal line (un-illustrating). The circuitry of a shift register is not this limitation, various drives of addition, infanticide read-out, etc. can carry out, and arbitrary circuitry can be taken depending on a way. However, a functional block is arranged with a pixel circuit in one pixel cell like this embodiment, a shift register is provided in a picture element region, and the image sensor of a whole surface picture element region is realized.

[0050] As a scanning circuit, not a shift register but a  $n$  pair  $2^n$  decoder can also be used. By connecting the output of the counter which \*\*\*\*\*s one by one to the input of a decoder, it becomes possible to scan sequentially like a shift register, and the picture of the arbitrary fields by a random scan can be acquired by inputting the address of the field which wants to acquire a picture to the input of a decoder on the other hand.

[0051] The common processing circuit arranged in each field (pixel cell) in a picture element region means the circuit which bundles up the last signal output amplifier, a serial parallel conversion multiplexer, and a buffer and where they process plurality, such as various gate circuits, in common.

[0052] The layout (mimetic diagram) of one pixel circuit corresponding to Embodiment 2 is shown in drawing 6. The size of a pixel cell is 160micrometer\*\*.

[0053] In drawing 6, the photo-diode as a photoelectric conversion part and 32 31 The 1st amplification MOS transistor corresponding to animation mode (high sensitivity mode) (pixel amplifier 1), 33 The 2nd amplification MOS transistor corresponding to photographing mode (normal mode) (pixel amplifier 2), 34 The change MOS transistor of animation mode (high sensitivity mode) and photographing mode (normal mode, extensive dynamic range mode) (mode changeover switch), A reset MOS transistor (reset switch) for a selection MOS transistor for 35 to choose a photoelectric conversion part and 36 to discharge the electric charge accumulated in the photoelectric conversion part and 37 are output signal lines. The size of the 1st amplification MOS transistor shall be  $W=1$  micrometer and  $L=1$  micrometer. The size of the 2nd amplification MOS transistor shall be  $W=10$  micrometers and  $L=10$  micrometers.

[0054]In a picture element part, the signal charge by which it was generated with the photo-diode is accumulated in junction \*\*\*\*\*. As for an electric charge/voltage conversion, the accumulated electric charge is carried out by the amplification MOS transistor (pixel amplifier) which functions as a source follower, and is outputted as voltage.

[0055]There are characteristic conditions for which the photoelectric conversion part in the X ray image sensor of fluoroscopy (animation) and photography (Still Picture Sub-Division) combination is asked. This embodiment taken in order to fulfill this condition is explained in full detail.

[0056](Animation mode) Lightwave signal voltage  $V_P$  according to an optical generation career when accumulating optical generation career  $Q_P$  in the capacity  $C$  of a photodiode part and changing into voltage in the photo-diode which has pn junction is  $V_P = Q_P / C \dots (1)$

It becomes. There is a reset noise generated whenever it resets a photo-diode. This appears as random noise. reset noise  $V_N \rightarrow V_N = \sqrt{kT C} \dots (2)$

(k: A Boltzmann constant, T:temperature (K))

It becomes. S/N ratios are  $V_P / V_N = Q_P$  and  $\sqrt{1 / (kT C)} \dots (3)$

It becomes. In order to obtain the highest sensitivity (S/N ratio) at the time of animation photography, it is desirable to make storage capacitance  $C$  as small as possible.

[0057]Size  $\Delta V$  of a source follower (pixel amplifier) output can be expressed as follows.

[0058] $\Delta V = G$  and  $Q_P / C_{MOS} \rightarrow$  here, as for  $G$ , the profit of a source follower and  $C_{MOS}$  use parasitic capacitance of pixel amplifier as the signal charge in which  $Q_P$  was accumulated in

$C_{MOS}$ . To the same signal-charge  $Q_P$ , an electric charge / voltage conversion profit becomes large, and becomes advantageous from a viewpoint of an S/N side etc., so that  $\Delta V$  is large. In order to enlarge  $\Delta V$  to the same signal charge  $Q$ , since the profit  $G$  of a source follower usually hardly changes about with 0.7 to 0.9, it makes capacity  $C_{MOS}$  small as much as possible.

[0059]In the animation mode (high sensitivity mode) of this embodiment, a photo-diode and the 1st amplification MOS transistor (pixel amplifier 1) are directly linked by turning off a mode changeover switch (M3 of drawing 2). At this time, signal storage capacitance turns into junction-capacitance  $C_{PD}$  ( $C1$  of drawing 2) of a photo-diode, and synthetic capacity of the capacity  $C1$  ( $C2$  of drawing 2) which is parasitic on the 1st amplification MOS transistor (pixel amplifier 1).  $C_{PD}$  is set up become minimum capacity in order to obtain the highest sensitivity by animation mode (high sensitivity mode). In order to take the large rate for Mitsutoshi, the one where a photodiode area is larger is good, but it is considered as structure which  $C_{PD}$  does not increase by making the polar zone (un-illustrating) into a small area as much as possible, since capacity  $C_{PD}$  will become large easily if a large photodiode area is taken. It sets up so that the 1st capacity  $C1$  ( $C2$  of drawing 2) that carries out amplification MOS transistor (pixel amplifier 1) parasitism may turn into minimum capacity similarly. Since it is dependent on the area of the 1st amplification MOS transistor (pixel amplifier 1), it is made for parasitic capacitance to serve as a small area as much as possible.

[0060](Still picture mode) The charge quantity which can be accumulated in storage capacitance is  $Q_P = V_P$  and  $C \dots (1)$

It becomes. Since a dynamic range becomes large in proportion to the charge quantity which can be accumulated, in order to make a dynamic range large at the time of static image photographing, it is necessary to enlarge storage capacitance  $C$  if needed. In this invention, only this large storage capacitance is not separately provided in a pixel, but the 2nd amplification MOS transistor (pixel amplifier 2) of a large area for still picture modes is provided, and the parasitic capacitance of this transistor is used as storage capacitance.

[0061]Being easy to generate a  $1/f$  noise (flicker noise) and a heat noise in a MOS transistor, this is random noise and produces a random background image. If channel length of a MOS transistor is set to  $L$  and channel width is set to  $W$  in device design, A heat noise is proportional

to root ( $L/W$ ), and since a  $1/f$  noise is in inverse proportion to  $L-W$ , for making the noise of a MOS transistor small, it makes channel length  $L$  the minimum, and it should just set up channel width  $W$  greatly. Especially the  $1/f$  noise that becomes large by the low frequency wave in the source follower as amplifier used as a big noise source poses a problem especially in still picture mode. The 1st amplification MOS transistor (pixel amplifier 1) designed become high sensitivity by animation mode will be shared by still picture mode, and the  $1/f$  noise of this pixel amplifier will have an adverse effect on image quality greatly in the structure of providing separately the large storage capacitance for extensive dynamic ranges in a pixel. On the other hand, a  $1/f$  noise does not pose a problem at the time of high-speed animation photography. Then, it is considered as the structure of providing the 2nd amplification MOS transistor (pixel amplifier 2) of a large area for still picture modes, and providing the mode changeover switch which chooses this as still picture mode. At still picture mode, improvement in using-low noise pixel amplifier image quality can be aimed at, and an extensive dynamic range can be secured by using the parasitic capacitance of this transistor as storage capacitance of still picture mode further.

[0062] Furthermore by this embodiment, the  $1/f$  noise uses the small type PMOS transistor as a source follower intrinsically. Thereby compared with an NMOS type transistor, it can decrease in about  $1/10$  size. When using for an X ray imaging apparatus the image sensor which becomes this invention, the X-rays which passed through the scintillator are equivalent to a transistor directly. The type PMOS transistor is still more preferred at one with strong (there are little increase in leakage current and threshold  $V_{th}$  change) X ray endurance compared with an NMOS type transistor.

[0063] In the pixel circuit of this embodiment, the transfer switch was not formed, but linked the gate of a photo-diode and an amplification transistor directly, and made it the photoelectric conversion part. In this embodiment, since it is not full transmission, a kTC noise occurs at the time of reset of a photoelectric conversion part, but in order to remove this noise, it is publicly known to use a double sampling circuit.

[0064] In the X ray imaging apparatus of medical application, since the size of a pixel may be large to 50micrometer\*\* – a 200 micrometer\*\* grade, even if it arranges two amplification MOS transistors according to operational mode in a pixel cell, a sufficiently large numerical aperture is realizable.

[0065] Since a shift register is arranged in a picture element region in this embodiment, the X-rays which escaped from the scintillator hit a shift register directly. The shift register circuit is used in order to transmit a pulse signal one by one. A static shift register is used as a shift register. Theoretically, a static type cannot be influenced comparatively easily by X-rays, and X-rays can use it for a direct this slack place like this embodiment. Therefore, if a static type shift register is used, there are few X ray damages and errors, and the imaging device whose reliability improved can be realized.

[0066] Since it uses the CMOS type image sensor as an image sensor, there is little power consumption, and this embodiment is preferred when it constitutes Oita's imaging device.

[0067] In an image sensor, a multiplexer is made and it is crowded in order to carry out operation with an image sensor early.

[0068] Although a signal is taken out from an image sensor outside via an external terminal, there is big stray capacitance in the circumference of this external terminal. Therefore, the transmission characteristic of a signal can be compensated by forming amplifier in the preceding paragraph of an external terminal. Since the image sensor of nine more sheets can be driven by a common drive pulse, a surrounding drive pulse generation circuit also becomes easy. It turns out that communalization of an image sensor drive circuit can also be performed by common drive, therefore it excels also in mounting.

[0069] (A 5th embodiment) Drawing 10 shows the application to the diagnostic X-ray system of the radiation imaging apparatus by this invention. X-rays 6060 generated by the X ray tube 6050 penetrate the thorax 6062 of a patient or the test subject 6061, and enter into the scintillator 21 as shown in drawing 9, FOP22, the image sensor 23, and the radiation imaging apparatus 6040 provided with the external treating substrate 25. The information on the patient's 6061 part in the living body is included in these X-rays that entered. Corresponding to incidence of X-rays,

light is emitted, an image sensor carries out photoelectric conversion of this, and a scintillator acquires electrical information. This information is changed into digital one, and Image Processing Division is carried out by the image processor 6070, and it can be observed on the display 6080 of a control room.

[0070] This information can be transmitted to a remote place by the transmission means of telephone line 6090 grade, it can save on the displays 6081, such as a doctor room of somewhere else, at the recording device of a display or an optical disc, and the medical practitioner of a remote place is able to diagnose. It is also recordable on the film 6110 by the film processor 6100.

[0071] As explained above, although this invention can be applied to the X ray sensor of medical application, it is effective also when it applies to the other use.

[0072]

[Effect of the Invention] According to this invention, the following effects can be acquired.

(1) By establishing an amplifying means and mode switching means (switching means), such as an amplification MOS transistor from which the size according to image taking mode differs, in each pixel, a high speed and high sensitivity video photography / extensive dynamic range, and low noise static image photographing become possible with one image sensor.

(2) A whole surface picture without a knot can be provided by arranging two or more image sensors which have the above-mentioned effect, and the Oita thin X ray imaging apparatus which can make a high speed and high sensitivity video photography / extensive dynamic range, and low noise static image photographing serve a double purpose can be provided.

[0073] (3) In the image sensor by this invention, it can have two kinds of amplifying means, such as a MOS transistor, in each pixel, and choosing either can perform a gain change and the change of a dynamic range. By making them into a different source follower of gate size, a  $1/f$  noise can be controlled and the case where the picture of high sensitivity is photoed by the change of photographing mode, and the case where have a large dynamic range and the picture of a low noise is photoed can be chosen.

---

[Translation done.]

## \* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

### [Brief Description of the Drawings]

- [Drawing 1] It is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 1st embodiment of this invention.
- [Drawing 2] It is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 2nd embodiment of this invention.
- [Drawing 3] It is a representative circuit schematic of the pixel cell of the image sensor of a 3rd embodiment of this invention.
- [Drawing 4] It is a part plan of the image sensor of a 4th embodiment of this invention.
- [Drawing 5] It is a figure showing the pixel circuit in drawing 4, and the relation of a unit block of a vertical shift register.
- [Drawing 6] It is a notional top view showing the relation between the photoelectric conversion part in the pixel cell in drawing 4, and pixel amplifier.
- [Drawing 7] It is a top view showing the wafer which becomes the image sensor by the embodiment of this invention, and the origin of it.
- [Drawing 8] It is a top view showing 3x3 arrangement of the image sensor by the embodiment of this invention, and the arrangement of a scanning circuit.
- [Drawing 9] It is a sectional view showing the composition of the imaging device by the embodiment of this invention, and the A-A' section of drawing 8 is shown.
- [Drawing 10] It is a key map showing the composition of the radiography system by Embodiment 5 of this invention.
- [Drawing 11] It is a characteristic figure showing the relation of the fluoroscopy (animation) in a medical field, and X dose at the time of photography (Still Picture Sub-Division) and an output.
- [Drawing 12] It is a representative circuit schematic of the pixel cell of the conventional image sensor.

### [Description of Notations]

PD Photo-diode

C1, C2, and C3 Capacity

M1-M7 Transistor

11 The end of an image sensor

12 The boundary of a pixel cell

13 The block of a vertical shift register

14 The block of the common processing circuit containing a horizontal shift register

15 External terminal

16 Vamp

17 Protective resistance

18 Protective diode

21 Scintillator

22 FOP

23 Image sensor

24 Pedestal

25 Substrate (external treating substrate)

- 26 Flexible substrate (TAB electric connection part)
  - 31 Photo-diode
  - 32 The 1st amplification MOS transistor (pixel amplifier 1)
  - 33 The 2nd amplification MOS transistor (pixel amplifier 2)
  - 34 Change MOS transistor (mode changeover switch)
  - 35 Selection MOS transistor
  - 36 Reset MOS transistor (reset switch)
  - 37 Output signal line
- 

[Translation done.]

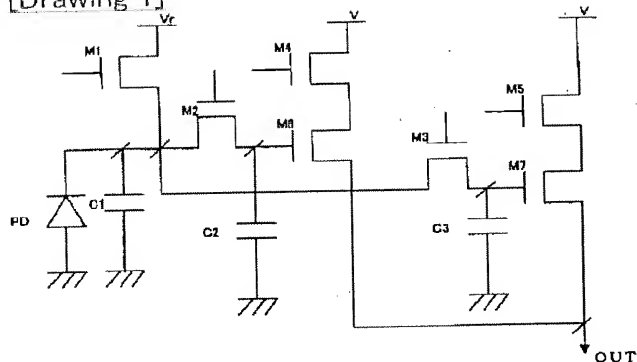
\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

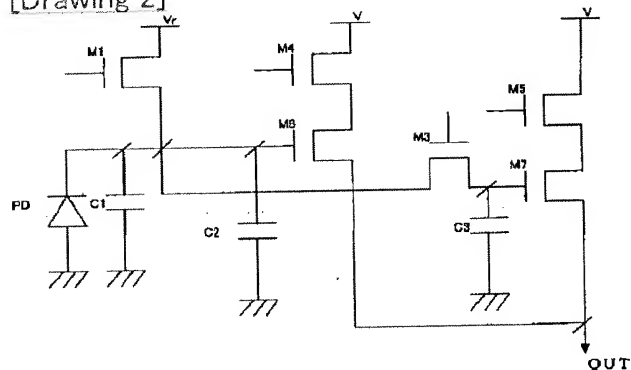
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

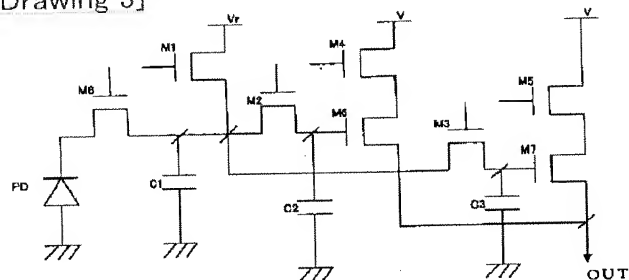
[Drawing 1]



[Drawing 2]

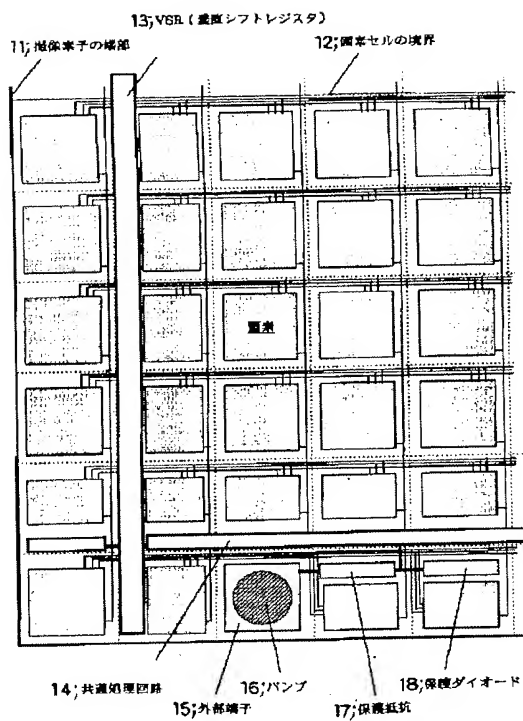


[Drawing 3]

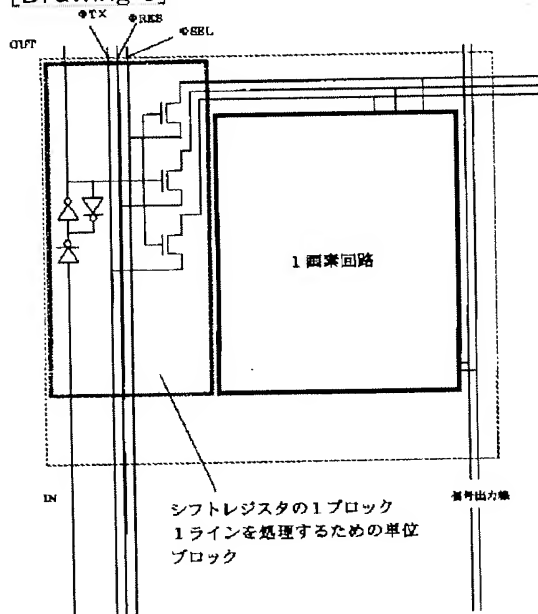


[Drawing 4]

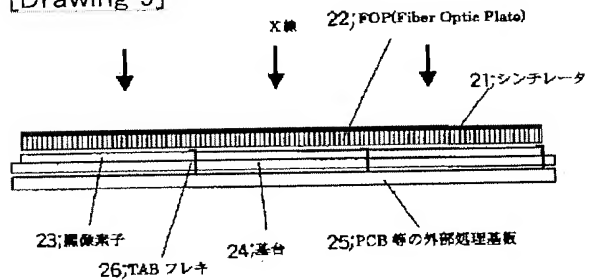




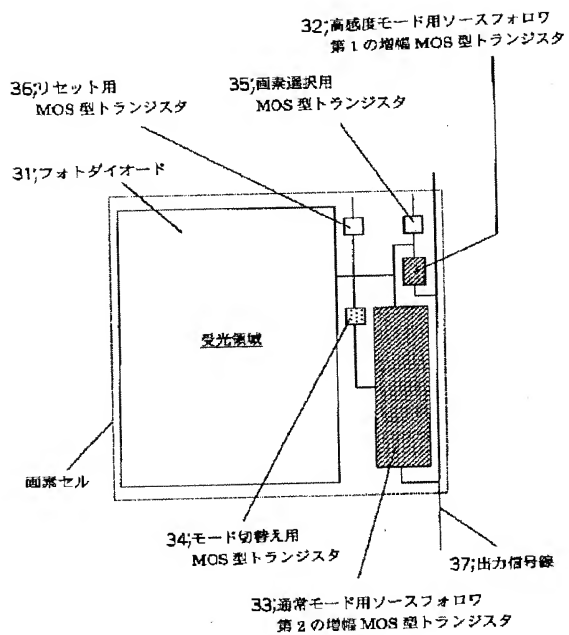
[Drawing 5]



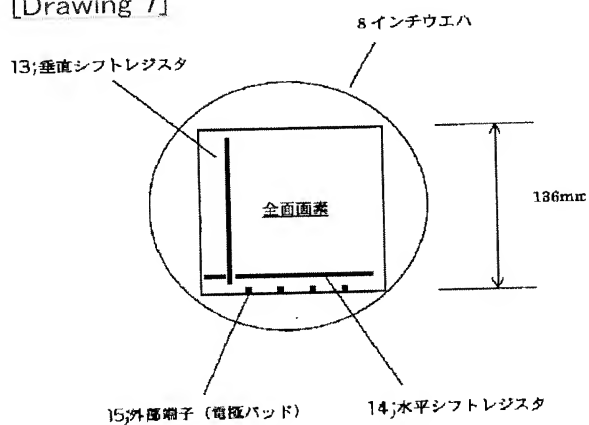
[Drawing 9]



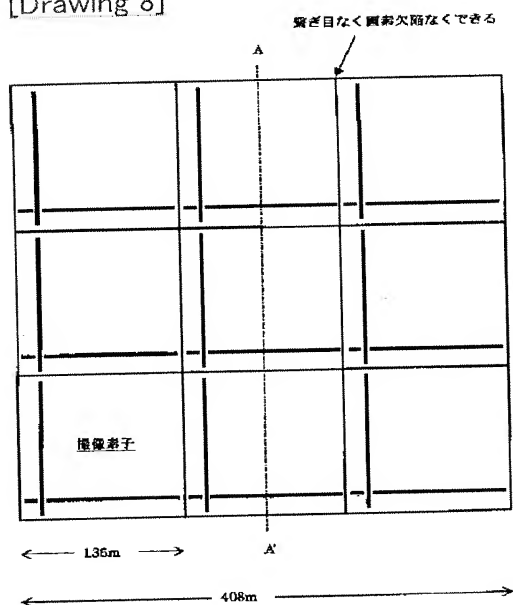
[Drawing 6]



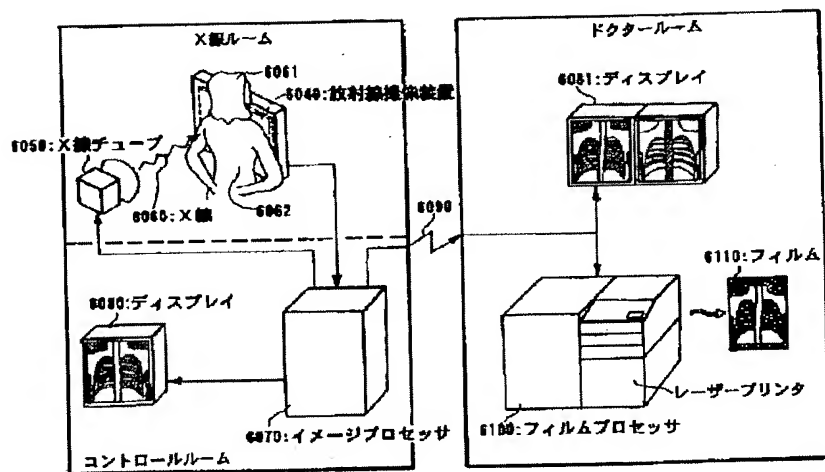
[Drawing 7]



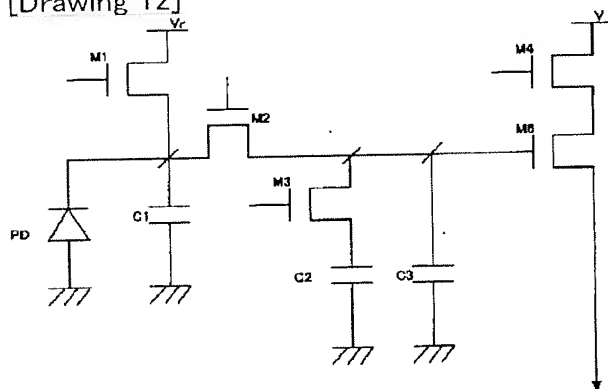
[Drawing 8]



[Drawing 10]

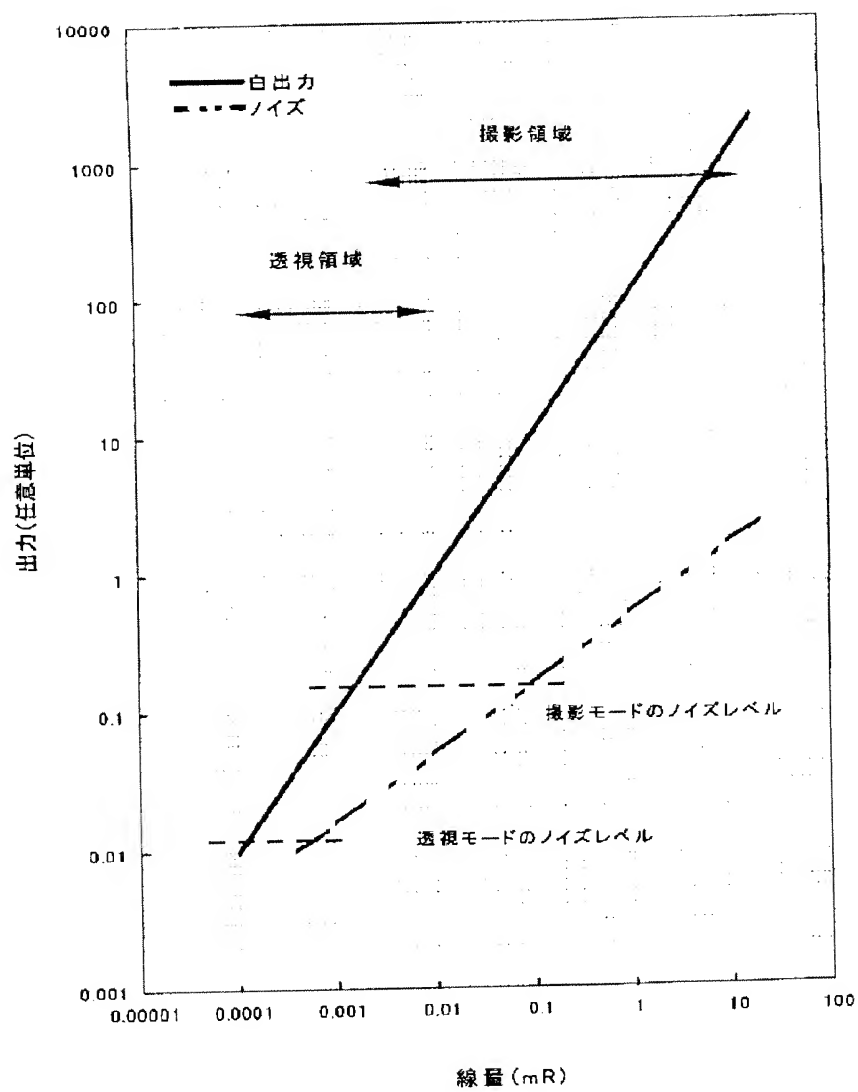


[Drawing 12]



[Drawing 11]

透視(動画)/撮影(静止画)の線量範囲



[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2003-134396  
(P2003-134396A)

(43)公開日 平成15年5月9日(2003.5.9)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 5/32  
5/335

H 0 4 N 5/32  
5/335

5 C 0 2 4

E  
U

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願2001-331124(P2001-331124)

(22)出願日 平成13年10月29日(2001.10.29)

(71)出願人 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72)発明者 渡邊 高典

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 田代 和昭

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(74)代理人 100065385

弁理士 山下 穰平

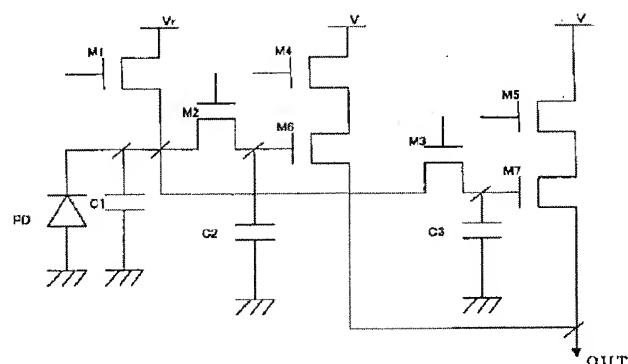
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 撮像素子、撮像素子の駆動方法、その撮像素子を用いた放射線撮像装置及びそれを用いた放射線撮像システム

(57)【要約】

【課題】 高速・高感度動画撮影／広ダイナミックレンジ・低ノイズ静止画撮影を1つの撮像素子で可能とする。

【解決手段】 光エネルギーを電気信号に変換するフォトダイオードPDと、フォトダイオードPDと電氣的に接続され、フォトダイオードPDから出力される電気信号が入力されるMOSトランジスタM6、M7と、フォトダイオードPDとMOSトランジスタM7との間に設けられたMOSトランジスタM3、又はフォトダイオードPDとMOSトランジスタM6、M7との間にそれぞれ設けられたMOSトランジスタM2、M3と、を有する画素を複数備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光エネルギーを電気信号に変換する光電変換手段と、  
前記光電変換手段と電気的に接続され、前記光電変換手段から出力される前記電気信号が入力される第 1 及び第 2 の増幅手段とを含む画素を複数備え、  
前記光電変換手段と前記第 1 若しくは前記第 2 の増幅手段との間に、又は前記光電変換手段と前記第 1 及び前記第 2 の増幅手段との間にそれぞれ、設けられたスイッチ手段と、  
を有する画素を複数備えた撮像素子。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の撮像素子において、前記スイッチ手段は、前記光電変換手段と前記第 1 若しくは前記第 2 の増幅手段との間に設けられ、  
第 1 の画像取り込みモードのときには、前記スイッチ手段をオフし、第 2 の画像取り込みモードのときには、前記スイッチ手段をオンさせることを特徴とする撮像素子。

【請求項 3】 請求項 1 に記載の撮像素子において、前記スイッチ手段は、前記光電変換手段と前記第 1 及び前記第 2 の増幅手段との間にそれぞれ設けられ、  
第 1 の画像取り込みモードのときには、前記光電変換手段と前記第 1 の増幅手段との間に設けられたスイッチ手段をオンさせ、第 2 の画像取り込みモードのときには、前記光電変換手段と前記第 2 の増幅手段との間に設けられたスイッチ手段をオンさせることを特徴とする撮像素子。

【請求項 4】 請求項 2 又は請求項 3 に記載の撮像素子において、前記第 1 の画像取り込みモードは高感度モードであり、前記第 2 の画像取り込みモードは通常モードであることを特徴とする撮像素子。

【請求項 5】 請求項 2 又は請求項 3 に記載の撮像素子において、前記第 1 の画像取り込みモードは動画モードであり、前記第 2 の画像取り込みモードは静止画モードであることを特徴とする撮像素子。

【請求項 6】 請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の撮像素子において、前記第 1 及び第 2 の増幅手段は絶縁ゲート型電界効果トランジスタであり、前記電気信号は前記絶縁ゲート型電界効果トランジスタのゲート電極に入力されることを特徴とする撮像素子。

【請求項 7】 請求項 6 に記載の撮像素子において、前記絶縁ゲート型電界効果トランジスタはソースフォロワンプを形成していることを特徴とする撮像素子。

【請求項 8】 請求項 6 又は請求項 7 に記載の撮像素子において、前記第 1 の増幅手段の絶縁ゲート型電界効果トランジスタのゲート電極の面積は、前記第 2 の増幅手段の絶縁ゲート型電界効果トランジスタのゲート電極の面積より小さいことを特徴とする撮像素子。

【請求項 9】 請求項 8 に記載の撮像素子において、前記第 1 及び第 2 の増幅手段は電荷蓄積部を有し、前記第

1 の増幅手段の電荷蓄積部の容量は前記第 2 の増幅手段の電荷蓄積部の容量より小さいことを特徴とする撮像素子。

【請求項 10】 請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像素子において、前記光電変換手段と前記スイッチ手段との間に転送スイッチ手段と容量とを有することを特徴とする撮像素子。

【請求項 11】 請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の撮像素子を複数枚配置して形成した撮像装置と、放射線を光に変換するシンチレータとを備えたことを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 12】 請求項 11 に記載の放射線撮像装置は、前記シンチレータと前記撮像装置との間に等倍光学伝達手段を有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 13】 請求項 12 に記載の放射線撮像装置において、前記等倍光学伝達手段はファイバーオプティックプレートとを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 14】 請求項 11 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置と、

前記放射線撮像装置からの信号を処理する信号処理手段と、  
前記信号処理手段からの信号を記録するための記録手段と、  
前記信号処理手段からの信号を表示するための表示手段と、  
前記信号処理手段からの信号を送送するための伝送処理手段と、  
前記放射線を発生させるための放射線源と、を具備することを特徴とする放射線撮像システム。

【請求項 15】 光エネルギーを電気信号に変換する光電変換手段と、前記光電変換手段と電気的に接続され、前記光電変換手段から出力される前記電気信号が入力される第 1 及び第 2 の増幅手段と、を有する画素を複数備えた撮像素子の駆動方法において、  
第 1 の画像取り込みモードのときには、前記光電変換手段からの電気信号を前記第 1 の増幅手段を通して読み出し、  
第 2 の画像取り込みモードのときには、前記光電変換手段からの電気信号を前記第 2 の増幅手段を通して読み出すことを特徴とする撮像素子の駆動方法。

【請求項 16】 請求項 15 に記載の撮像素子の駆動方法において、前記第 1 の画像取り込みモードは高感度モードであり、前記第 2 の画像取り込みモードは通常モードであることを特徴とする撮像素子の駆動方法。

【請求項 17】 請求項 15 に記載の撮像素子の駆動方法において、前記第 1 の画像取り込みモードは動画モードであり、前記第 2 の画像取り込みモードは静止画モードであることを特徴とする撮像素子の駆動方法。

【発明の詳細な説明】  
【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は撮像素子、撮像素子の駆動方法、その撮像素子を用いた放射線撮像装置及びそれを用いた放射線撮像システムに関する。本発明は、特に、X線やガンマ線等の高エネルギー放射線を使って画像を読み取る大面積放射線（X線）撮像装置とそのシステム、それに用いることができる撮像素子、撮像素子の駆動方法に好適に用いられるものである。

#### 【0002】

【従来の技術】医療のさまざまな分野でデジタル化が進んでいる。X線診断の分野では、入射するX線をシンチレータ（蛍光体）とI. I.（イメージインテンシファイア）により可視光に変換し、TVカメラでかかる可視光像を撮像する2次元のデジタルX線高感度透視装置が開発されている。

【0003】さらにこの透視システムとフィルム撮影システムを組み合わせると透視（動画）と撮影（静止画）のシステムを構成したものがある。

【0004】また静止画の撮像装置としては2次元X線撮像装置が開発されてきている。

【0005】2次元X線撮像装置としては、例えば歯科用に小型CCD型撮像素子実用化されており、乳房撮影用、胸部撮影用には最大43cm<sup>2</sup>のアモルファスシリコン（a-Si）を用いた大板の静止画撮像装置が作られている。ガラス基板上のアモルファスシリコン半導体を使った撮像素子は大板のものを得やすく、このパネルを4枚タイル貼りして、大板のX線撮像装置を実現しているものがある。この種の技術の例として、米国特許第5315101号に記載のものがある。

【0006】また複数の単結晶撮像素子（シリコン撮像素子など）を用いて大板のX線撮像装置を構成する提案がある。この種の技術の例として、米国特許第4323925号や米国特許第6005911号に記載のものがある。単結晶撮像素子としてはシリコンを使ったCCD型撮像素子撮像素子やMOS型、CMOS型撮像素子などがある。

【0007】このようにデジタル化の進む医療のX線診断分野では、静止画像撮像装置の更なる高感度化、次世代の動画像撮像装置（透視等）が期待されている。

【0008】ところで、撮像素子を用いたX線撮像装置は、X線源から放射されたX線に反応して光を発生する蛍光板、および蛍光板の発光を撮像する撮像素子を備えている。このようなX線撮像装置を用いて撮影を行う場合には、本撮影の前の位置決めの際には人体に影響の少ない微量のX線を照射し、本撮影では精細度の高い画像を撮影するために、より強いX線を照射する。このため、位置決め時は画像は多少劣っても感度の高い画像が必要となり、本撮影の際にはより大きな階調表現が可能でノイズの少ない画像を得る必要がある。単純なやり方としては、出力をセンサチップ外の回路でゲインをかける方法や、センサ内で出力段にゲインをかける方法がある。しかしながら、この方法ではセンサチップ内で発生する

ノイズ自体も増幅されてしまうというデメリットがあり、また、撮影モード毎にダイナミックレンジを変えることも困難である。

#### 【0009】

【発明が解決しようとする課題】（第1の課題）上述したX線診断分野において、透視（動画）を行う場合と静止画撮影を行う場合とでは、X線の照射条件が大きく異なり、これらの性能を同一の撮像装置で実現することは困難であった。

【0010】図11に医療分野における透視（動画）、撮影（静止画）時のX線量と出力の関係を示す。透視（動画）を撮像するにはX線を連続的に人間に照射することになり、X線の被曝線量を極力減らすために、静止画撮影に比べX線の照射量を数10から100分の1にする必要がある。また読取速度としては最大で60から90フレーム/秒が求められており、この読取りを行うには、静止画撮影に比べ透視（動画）用撮像装置には数10倍の高感度と数10倍の高速性が求められる。また静止画撮影では4桁近いダイナミックレンジが要求されるが、透視（動画）では2桁程度のダイナミックレンジでよい。

【0011】従来のI. I.（イメージインテンシファイア）とTVカメラのX線撮像装置は、高感度だがTVカメラのダイナミックレンジは、フィルムのダイナミックレンジに比べ小さく診断用静止画撮影に用いることは難しい。またI. I.（イメージインテンシファイア）の解像度は診断用静止画撮影には十分ではないので、一般に透視（動画）に用いられる。さらに装置、システムが大きくなりコストが高くなる。またI. I.（イメージインテンシファイア）/TVカメラにフィルムシステムを組み合わせると透視/撮影システムは同様に装置、システムが大きくなりコストが高くなる。

【0012】CCD型撮像素子は完全空乏型で高感度であるが、大面積の撮像素子としては不向きになる。CCD型撮像素子は電荷転送型であるが故に、大面積になり転送段数が増加する（高画素になる）程、転送が問題になる。即ち駆動電圧が駆動端と中心付近では異なり完全転送が困難になる。また消費電力は $CVf^2$ （Cは基板とウェル間の容量、Vはパルス振幅、fはパルス周波数）で表されるが、大面積である程、CとVが大きくなり、消費電力がCMOS型撮像素子に比較して10倍以上大きくなる。この結果、周辺の駆動回路が発熱源、ノイズ源となり高S/Nではなくなる。この様にCCD型撮像素子は大型撮像素子には適さない面をもっている。

【0013】単結晶撮像素子を多数用いた単純な大板撮像装置の構成では各撮像素子の合わせ部に、必ずデッドスペースができ（シフトレジスタ、マルチプレクサ、アンプ等の周辺回路や、外部との信号や電源のやり取りのための外部端子や静電気に対する保護ダイオードや保護抵抗からなる保護回路を設けるための領域が画素領域とは別に必ず必要となる）、この部分がライン欠陥（画像

の繋ぎ目)になり、画質が落ちる。そのためテーパ状FOP(ファイバーオプティックプレート)を用いて、シンチレータからの光を、デッドスペースを避けて撮像素子の画素領域に導く構成がとられているが、非常に高価なテーパ状FOPが必要となり製造コストを高める。更にテーパ状FOPではテーパ角度に応じてシンチレータからの光がFOPに入射しにくくなり、出力光量低下が起こり撮像素子の感度を相殺して装置全体の感度が悪くなる問題がある。

【0014】アモルファスシリコン型大板撮像装置の製造プロセスはCCD型撮像素子やCMOS型撮像素子に比較し大板のものを得ると言う点で有利であるが、単結晶シリコン半導体基板に比べガラス基板上の半導体の微細加工が難しく、その結果出力信号線の容量が大きくなる。この容量は最も大きなノイズの原因(kTCノイズ)となり感度の向上には限界がある。さらにアモルファスシリコンは、高速動作に対しての半導体特性が十分でなく、大板での30フレーム/秒以上の動画撮影は困難になってくる。

【0015】(第2の課題)位置決め時の撮影と本撮影とで、求められる画像の違いを解決する一つの方法として、センサ内の画素セルにおいて、ダイナミックレンジおよびゲインを切り替える手段がある。その例を図12で説明する。PDはフォトダイオードであり、あらかじめリセット電位 $V_r$ にMOSトランジスタM1を介してリセットされている。高感度の撮影時には、蓄積期間(もしくはX線照射時間)にフォトダイオードPDに発生した電荷はPDおよび寄生容量C1に蓄積され、転送トランジスタM2によって読み出され、容量C3に溜められる。この時の電位変化をトランジスタM6で構成されるソースフォロワアンプによって電流増幅し出力される。なお、トランジスタM4は画素の行選択スイッチである。この際、容量C3を小さく設計することで光電荷に対するC3の電位変化を大きくすることが可能であり、高い感度での読み出しが可能である。一方、本撮影においてはトランジスタM3をオンすることにより転送トランジスタM2から転送された光電荷を受ける容量はC2+C3となり、より大きなダイナミックレンジを得ることが可能となる。

【0016】以上の方法では、感度の切り替えおよびダイナミックレンジの切り替えは実現することができるが、画素ソースフォロワのトランジスタ(図12のM6)のサイズは高感度撮影モードに適したサイズに設計する必要がありゲート電極の大きさは小さい方が好ましい。しかしながら、この場合MOSトランジスタの $1/f$ ノイズが画質を劣化させてしまう。一般にMOSトランジスタの $1/f$ ノイズはゲート電極の面積に反比例すると言われており、小さいゲートサイズの場合には $1/f$ ノイズの影響は大きくなる。

【0017】(本発明の目的)本発明の目的は、高速・高感度での透視(動画)、高精細・広ダイナミックレン

ジでの静止画撮影を可能とし、繋ぎ目のない全面画像を提供できる大面積薄型の放射線撮像装置、特にX線撮像装置を提供することである。

【0018】また本発明の他の目的は、ゲイン切り替えおよびダイナミックレンジの切り替えを行うことができる撮像素子を提供することにある。

【0019】

【課題を解決するための手段】本発明の撮像素子は、光エネルギーを電気信号に変換する光電変換手段と、前記光電変換手段と電気的に接続され、前記光電変換手段から出力される前記電気信号が入力される第1及び第2の増幅手段と、前記光電変換手段と前記第1若しくは前記第2の増幅手段との間に、又は前記光電変換手段と前記第1及び前記第2の増幅手段との間にそれぞれ、設けられたスイッチ手段と、を有する画素を複数備えたものである。

【0020】また本発明の放射線撮像装置は、上記本発明の撮像素子を複数枚配置して形成した撮像装置と、放射線を光に変換するシンチレータとを備えたことを特徴とするものである。

【0021】本発明の放射線撮像システムは上記本発明の放射線撮像装置を用いたものであり、本発明の撮像素子の駆動方法は上記本発明の撮像素子を駆動する方法に関するものである。

【0022】本発明の好適な態様は、例えば、画像取り込みモードにより異なるゲートサイズのソースフォロワアンプを選択することで $1/f$ ノイズに対しても対策を施すものである。すなわち、画素毎に複数のゲート面積の異なるソースフォロワアンプをもち、また、そのソースフォロワアンプのゲートの寄生容量を用いて、光電荷を受け取る容量値を選択的に変化させる。高感度撮影の場合(前述のX線センサの場合の位置決め撮影)、ゲートサイズの小さいソースフォロワアンプを選択することにより高感度の撮影が可能となり、また、広いダイナミックレンジの撮影を行う場合(前述のX線センサの場合の本撮影)、ゲートサイズの大きなソースフォロワアンプを選択することにより、 $1/f$ ノイズが小さく、広いダイナミックレンジをもつ撮影が可能となる。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

【0024】(第1の実施形態)図1は本発明による第1の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【0025】図1において、PDはフォトダイオード、C1はフォトダイオードPDのカソード側に接続される、寄生容量もしくは付加容量によって形成される容量、M1はフォトダイオードPD及び容量C1~C3をリセットするリセットトランジスタである。M2は容量C1に接続される転送スイッチとなるトランジスタ、C



2はフォトダイオードPDおよび容量C1から転送される電荷を蓄積する容量、M4は選択スイッチ、M6はゲートが容量C2に接続されるソースフォロワトランジスタである。またM3は容量C1に接続される転送スイッチとなるトランジスタ、C3はフォトダイオードPDおよび容量C1から転送される電荷を蓄積する容量、M5は選択スイッチ、M7はゲートが容量C2に接続されるソースフォロワトランジスタである。このように、フォトダイオードPDおよび容量C1に蓄積された電荷は2

【0026】図1の画素セルの動作を説明する。フォトダイオードPD、寄生容量もしくは付加容量によって形成される容量C1の電位はリセットトランジスタM1によってリセット電位 $V_r$ にリセットされる。蓄積期間にフォトダイオードPDに光が入射すると、発生した光電荷はフォトダイオードPDおよび容量C1に溜められる。転送スイッチとなるトランジスタM2もしくは転送スイッチとなるトランジスタM3をONすることで容量C2もしくは容量C3の電位は発生した光電荷に応じて変化する。

【0027】ここで容量C2および容量C3はそれぞれトランジスタM6、M7のゲート電極の寄生容量が支配的である。トランジスタM4、M5は行選択スイッチであり、2次元にアレイされている画素セルのある行を選択するためのスイッチである。トランジスタM4、M5は電源Vに接続されている。出力のノードOUTは、図には示していないが定電流源に接続されており、トランジスタM4、M6と共に、ソースフォロワアンプを形成している。トランジスタM5、M7もトランジスタM4、M6と同様に定電流源とでソースフォロワアンプを形成しており、トランジスタM2とM4を選択するか、トランジスタM3とM5を選択することで、いずれかのソースフォロワアンプを選択することができる。

【0028】本実施形態ではトランジスタM6に対してトランジスタM7のゲート電極サイズを大きくすることで容量C2に対して容量C3を大きくすることが可能である。回路動作上、寄生容量はゲートドレイン間の寄生容量の影響が大きいので、具体的にはトランジスタM6、M7のゲート幅Wを変えることで容量C2、C3を調整することが可能である。また、トランジスタM6、M7のゲート幅Wとゲート長Lを同じ比率で変えた場合には、トランジスタの電流駆動能力は変化しないため、同様なソースフォロワのDC特性を得ることができ、設計が容易になる。

【0029】読み出しの容量C2、C3を場合によって選べることの利点は従来技術で説明した通りであり、撮影条件によって、ダイナミックレンジ(Dynamic Range)を選択できることにある。さらに本発明では、以下の利点がある。

【0030】一般に、MOSトランジスタによって形成

される撮像素子(CMOSセンサ)のSN劣化の原因として $1/f$ ノイズがある。 $1/f$ ノイズはMOSトランジスタの微細化によりゲート電極面積が小さくなると影響が大きくなる。 $1/f$ ノイズのパワー密度はMOSトランジスタの $W \times L$ に反比例するとされている。SNを向上させるために従来の方法でダイナミックレンジを広げ、蓄積時間を長く、あるいは光量を多くして撮影した場合、KTCノイズ、光ショットノイズは向上するものの $1/f$ ノイズに関しては、改善が見込めない。本発明によれば、ダイナミックレンジを広げて撮影するモードの際には、従来技術で得られるSN向上の効果に加えて、 $1/f$ ノイズの改善も得ることができる。

【0031】仮に、トランジスタM6のゲートサイズを $W=1\mu\text{m}$ 、 $L=1\mu\text{m}$ 、トランジスタM7のゲートサイズを $W=10\mu\text{m}$ 、 $L=10\mu\text{m}$ とすると、トランジスタM7のゲートソース容量は10倍となる。すなわち容量C3はC2の10倍となり、ダイナミックレンジは10倍となる。よって、同一光量の撮像をする場合、蓄積時間10倍までダイナミックレンジ内で動作することが可能である。一方、 $1/f$ ノイズに関しては、ゲート電極面積の影響(100分の1)により、 $1/100$ に低減することが可能である。

【0032】このため、本発明によれば、ソースフォロワアンプの $1/f$ ノイズが改善されることによりSNの良好な撮像素子を得ることができる。さらに、容量形成とソースフォロワのゲート電極を共通化しているために、集積度を向上することができ、ひいては、フォトダイオードの面積の増大による感度の向上、SN比の向上の効果を得ることもできる。

【0033】なお、上記説明および等価回路ではソースフォロワトランジスタのMOSの特性はNMOSの場合について述べているが、トランジスタをPMOSで構成した場合にも同様な効果を得ることができる。また、駆動のタイミングに関しては、上述の例にとられる事なく、あらかじめトランジスタM2、M4(あるいはトランジスタM3、M5)をONした状態で、フォトダイオードPD、容量C1、容量C2(あるいは容量C3)をリセットし、リセットトランジスタM1を閉じた後に蓄積を開始しても構わない。この場合にはトランジスタM2、M3、M4、M5のゲートの開閉によるフィードスルーを無くすことが可能である。

【0034】また、トランジスタM2のゲートとトランジスタM4のゲート配線を共通化し、配線を減らすことが可能である。同様にトランジスタM3とトランジスタM5のゲート配線を共通化することも可能である。

【0035】本発明をX線撮像装置に応用した場合、従来技術で述べた通り、X線撮像装置では感度、ダイナミックレンジの切り替えが行えるメリットが大きいことと、X線撮像装置では大判の撮像装置を用いる事が携帯型のカメラに比べ容易であることから、画素サイズを大

きくするデメリットは小さく、画素の構成を本発明による構成とすることが容易である。よって、本発明による撮像素子はX線撮像装置に応用した場合に特に効果的である。

【0036】(第2の実施形態) 本発明による第2の実施形態を図2で説明する。図2は本発明による第2の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【0037】本実施形態ではトランジスタM2を介さず、容量C1は直接、トランジスタM6のゲートに接続されている。高感度を必要とする場合トランジスタM4 10を選択する。このとき容量はC1+C2となる。広いダイナミックレンジが必要な場合はM3とM5を選択する。このときの容量はC1+C2+C3となる。このときの容量比を10とする。つまりC1+C2+C3=10(C1+C2)となる。よってC3=9(C1+C2)となる。本実施形態を用いた撮像装置を第4の実施形態で説明する。そこで詳述しているが、フォトダイオードの接合容量C1は高感度を実現するために極力小さくする。本実施形態では、トランジスタM6のゲートサイズをW=1 $\mu$ m、L=1 $\mu$ m、トランジスタM7のゲートサイズをW=9 $\mu$ m、L=9 $\mu$ mとすると、トランジスタM7のゲートソース容量C3は容量C2の9倍となる。トランジスタM4を選択する場合とM3、M5を選択する場合でダイナミックレンジは10倍になる。1/fノイズ低減の効果は第1の実施形態と同様に考えると1/81程度に改善され、本発明の効果は本実施形態においても有効である。

【0038】(第3の実施形態) 本発明は完全転送タイプのフォトダイオードをもつ撮像素子においても同様の効果を得ることができる。本発明による第3の実施形態 30を図3で説明する。図3は本発明による第3の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【0039】本実施形態ではフォトダイオードPD部を、リセット動作により完全に空乏化させてから光電荷の蓄積を開始する。リセットの方法としては、トランジスタM1とトランジスタM8を同時にON状態にすることでフォトダイオードPDの完全空乏化が可能である。蓄積後、発生した光電荷は転送スイッチM8によって容量C1に転送される。再びフォトダイオードPDが再び完全空乏化するように設計することにより、発生した光電荷の全てを容量C1に転送することが可能であり、感度の良いセンサを得ることが可能である。トランジスタM2~M7の動作については第1の実施形態と同様である。これにより、ダイナミックレンジの選択を行うことが可能であり、かつノイズの少ない画像を得ることが可能である。また、第2の実施形態と同様にトランジスタM2を省略した場合にも本実施例の効果は有効である。

【0040】(第4の実施形態) 図4は実施形態2の1画素回路を有するCMOS型撮像素子をX線撮像装置に用いた場合の1個の撮像素子の部分平面図を示す。各画素は後

述するように動画モード(高感度モード)用の増幅MOS型トランジスタ(図2のM6)と、これに比べ光量が100倍以上になり、広いダイナミックレンジを要求される静止画モード(通常モード)時の面積の大きい増幅MOS型トランジスタ(図2のM7)とを有する。さらに各画素は、これらの動作モードの切替えに応じて感度を切替える手段を有する。これにより静止画撮影時には広ダイナミックレンジ、動画撮影時には高感度で撮影できる撮像素子を実現する。本実施形態では、後述するように、この撮像素子を9枚タイル貼りして大板の撮像装置を構成する。

【0041】図4において、11は撮像素子の端部、12は画素セルの境界、13は走査回路としての垂直シフトレジスタのブロック、14はマルチプレクサ、水平シフトレジスタ、共通アンプ等の共通処理回路のブロック、15は外部端子、16は外部端子15上に設けられたパンプ、17は保護抵抗、18は保護ダイオードを示す。

【0042】図7は現在主流の8インチウエハから1個の撮像素子を取り出す場合を示す。CMOSプロセスによって136mm $\square$ のCMOS型撮像素子を1枚取りで作成する。

【0043】医療用のX線撮像装置では画素(画素セル)の大きさは、100 $\mu$ m $\square$ ~200 $\mu$ m $\square$ 程度に大きくてよい。本実施形態でのサイズは160 $\mu$ m $\square$ とした。

【0044】図8はこの撮像素子を9枚張り合わせて形成した408mm $\square$ の大面积X線動画撮像装置の撮像素子部分を示す。

【0045】図9は図8のA-A'断面を示す。ユウロピウム、テルビウム等を付活性体として用いたGd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>SやCsIなどからなるシンチレータ21をFOP(等倍光学伝達手段)22の上に設置する。X線はシンチレータ21に当たり可視光等の光に変換される。この可視光等の光を撮像素子23で検出する。シンチレータ21はその発光波長が撮像素子23の感度に適合するように選択するのが好ましい。本実施形態ではシンチレータ21を透過したX線が撮像素子23に当たるのを防ぐためにFOP22を用いているが、低いエネルギーのX線を用いるなどシンチレータ21で十分X線が吸収される場合はFOPを用いる必要はない。基台24は撮像素子23を搭載するものであり、基板25は撮像素子23の電源、クロック等を供給し、又、撮像素子23から信号を取り出して処理する回路を有する外部処理基板である。フレキ26は各撮像素子と外部処理基板とのTAB(Tape Automated Bonding)による電気的接続部である。

【0046】本実施形態では、従来撮像素子の外周部に配置していた垂直シフトレジスタ、水平シフトレジスタ、マルチプレクサ、出力アンプ、外部端子、静電気保護回路等(保護ダイオードと保護抵抗)を撮像素子の画素領域に配置する。この構成により撮像素子全面が画素領域となるので、この撮像素子をタイル貼りの場合、

周辺に画素欠陥になるデッドスペースを生じない。

【0047】これらの撮像素子をタイル状に実質的に隙間がないように並べることで、大板の撮像装置を形成できる。ここで、実質的に隙間ができないこととは、9枚の撮像素子により形成される画像に撮像素子間の欠落ができないということである。さらに前記回路構成とすることで繋ぎ目のない大板の画像を得ることができる。さらに1つのラインを処理するシフトレジスタの1ブロックを1ピッチ内に収まるように配置する。これらのブロックを並べて一連の垂直シフトレジスタブロックとし、水平シフトレジスタブロックとする。これらのブロックは垂直方向、水平方向に直線状に伸びている。

【0048】撮像素子のクロック等や電源の入力、撮像素子からの信号の出力は撮像素子端部に設けた外部端子に接続したTABフレキを通して、撮像素子の裏側に配置した外部処理基板との間で行う。TABフレキの厚さはサイズに対して十分薄く撮像素子の間の隙間を通して、画像上の欠陥は生じない。

【0049】図5は図4中の垂直シフトレジスタの単位ブロック（1行を選択し駆動するための単位）を1領域（1画素セル）に1画素回路と共に配置した画素セルの様子を示す。1画素回路は実施形態2に示すものである。単位ブロックと画素回路の面積は、模式図のため実施形を反映してない。また実際のレイアウトでは画素回路のフォトダイオード以外は遮光層（不図示）で覆われており、シンチレータからの光がフォトダイオード以外に入射するのを防止している。垂直シフトレジスタは転送信号 $\Phi_{TX}$ 、リセット信号 $\Phi_{RES}$ 、選択信号 $\Phi_{SEL}$ を作り出すためにスタティック型シフトレジスタと転送ゲートで構成した簡単な回路を示す。これらはクロック信号線（不図示）からの信号により駆動する。シフトレジスタの回路構成はこの限りではなく、加算や間引き読み出し等のさまざまな駆動のさせ方により、任意の回路構成をとることができる。ただし本実施形態のように機能ブロックを一つの画素セルの中に画素回路と共に配置し、画素領域内にシフトレジスタを設け、全面画素領域の撮像素子を実現する。

【0050】走査回路として、シフトレジスタではなく $n$ 対 $2^n$ デコーダを使用することもできる。デコーダの入力に順次インクリメントするカウンタの出力を接続することによりシフトレジスタと同様に順次走査することが可能となり、一方デコーダの入力に画像を得たい領域のアドレスを入力することによりランダム走査による任意\*  

$$V_p / V_s = Q_p \cdot \sqrt{1 / (kT/C)}$$
 となる。動画撮影時に最高感度（S/N比）を得るためには、蓄積容量 $C$ をできるだけ小さくすることが望ましい。

【0057】またソースフォロワ（画素アンプ）出力の大きさ $\Delta V$ は以下のように表わせる。

$$\Delta V = G \cdot Q_p / C_{\text{aop}}$$

\*の領域の画像を得ることができる。

【0051】画素領域内の各領域（画素セル）内に配置する共通処理回路とは、最終信号出力アンプ、シリアル・パラレル変換マルチプレクサ、バッファは、各種ゲート回路等の複数を一括して共通に処理する回路を意味する。

【0052】図6に実施形態2に対応する1画素回路のレイアウト（模式図）を示す。画素セルの大きさは $160 \mu\text{m}$ □である。

10 【0053】図6において、31は光電変換部としてのフォトダイオード、32は動画モード（高感度モード）対応の第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）、33は撮影モード（通常モード）対応の第2の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ2）、34は動画モード（高感度モード）と撮影モード（通常モード、広ダイナミックレンジモード）の切替えMOS型トランジスタ（モード切替えスイッチ）、35は光電変換部を選択をするための選択MOS型トランジスタ、36は光電変換部に蓄積された電荷を放電するためのリセットMOS型トランジスタ（リセットスイッチ）、37は出力信号線である。第1の増幅MOS型トランジスタのサイズを $W=1 \mu\text{m}$ 、 $L=1 \mu\text{m}$ とする。第2の増幅MOS型トランジスタのサイズを $W=10 \mu\text{m}$ 、 $L=10 \mu\text{m}$ とする。

【0054】画素部では、フォトダイオードで発生した信号電荷を接合容量に蓄積する。蓄積された電荷はソースフォロワーとして機能する増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ）により電荷／電圧変換され電圧として出力される。

30 【0055】透視（動画）、撮影（静止画）兼用のX線撮像素子での光電変換部に求められる特有の条件がある。この条件を満たすためにとった本実施形態について詳述する。

【0056】（動画モード）pn接合を有するフォトダイオードにおいて、光生成キャリア $Q_p$ をフォトダイオード部の容量 $C$ に蓄積し、電圧に変換する場合、光生成キャリアによる光信号電圧 $V_p$ は、

$$V_p = Q_p / C \quad \dots \dots (1)$$

となる。フォトダイオードをリセットする度に発生するリセットノイズがある。これはランダムノイズとして現われる。リセットノイズ $V_s$ は、

$$V_s = \sqrt{(kT/C)} \quad \dots \dots (2)$$

（ $k$ ：ボルツマン定数、 $T$ ：温度（K））

となる。S/N比は、

$$\dots \dots (3)$$

ここで、 $G$ はソースフォロワーの利得、 $C_{\text{aop}}$ は画素アンプの寄生容量を、 $Q_p$ は $C_{\text{aop}}$ に蓄積された信号電荷とする。同じ信号電荷 $Q_p$ に対して $\Delta V$ が大きいほど、電荷／電圧変換利得が大きくなり、S/N面等の観点から有利となる。同じ信号電荷 $Q$ に対し $\Delta V$ を大きくするためには、ソースフォロワーの利得 $G$ は通常0.7～0.9程度とほとん

ど変化しないので、容量 $C_{\text{os}}$ を極力小さくする。

【0059】本実施形態の動画モード（高感度モード）ではモード切替スイッチ（図2のM3）をOFFすることによりフォトダイオードと第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）が直結される。このとき信号蓄積容量はフォトダイオードの接合容量 $C_{\text{p}}$ （図2のC1）と第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）に寄生する容量 $C_1$ （図2のC2）の合成容量となる。動画モード（高感度モード）で最高感度を得るために、 $C_{\text{p}}$ を最小容量となるように設定する。光利用率を大きくとるためにはフォトダイオード面積が大きい方がよいが、フォトダイオード面積を大きくすると容量 $C_{\text{p}}$ が大きくなりやすいので電極部（不図示）を極力小さい面積とすることで、 $C_{\text{p}}$ が増加しないような構造とする。同様に第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）に寄生する容量 $C_1$ （図2のC2）も同様に最小容量となるように設定する。寄生容量は、第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）の面積に依存するので、極力小さな面積となるようにする。

【0060】（静止画モード）蓄積容量に蓄積できる電荷量は、

$$Q_p = V_p \cdot C \quad \dots \quad (1)$$

となる。蓄積できる電荷量に比例してダイナミックレンジは大きくなるので、静止画撮影時にダイナミックレンジを広くするには、蓄積容量 $C$ を必要に応じて大きくする必要がある。本発明では、この大きい蓄積容量のみを画素内に別途設けず、静止画モード用の大きい面積の第2の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ2）を設け、このトランジスタの寄生容量を蓄積容量として利用する。

【0061】またMOS型トランジスタには $1/f$ ノイズ（フリッカ・ノイズ）や熱ノイズが発生しやすく、これはランダムノイズであり、ランダムなバックグラウンド画像を生じる。デバイス設計的にはMOS型トランジスタのチャネル長を $L$ 、チャネル幅を $W$ とすると、熱ノイズは $\sqrt{L/W}$ に比例し、 $1/f$ ノイズは $L \cdot W$ に反比例するのでMOS型トランジスタのノイズを小さくするにはチャネル長 $L$ を最小とし、チャネル幅 $W$ を大きく設定すればよい。特に大きなノイズ源となるアンプとしてのソースフォロワでの低周波で大きくなる $1/f$ ノイズは、静止画モードでは特に問題となる。動画モードで高感度となるように設計された第1の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ1）を静止画モードで共用し、広ダイナミックレンジ用の大きい蓄積容量を画素内に別途設ける構造では、この画素アンプの $1/f$ ノイズが大きく画質に悪影響を及ぼしてしまう。一方高速動画撮影時は $1/f$ ノイズは問題とならない。そこで静止画モード用の大きい面積の第2の増幅MOS型トランジスタ（画素アンプ2）を設け、これを静止画モードに選択するモード切替スイッチを設ける構造とする。静止画モードでは低ノイズ画素アンプを使うこと画質の向上を図り、さらにこのトランジスタの寄

生容量を静止画モードの蓄積容量として利用することで広ダイナミックレンジを確保することができる。

【0062】さらに本実施形態では、本質的に $1/f$ ノイズが小さいPMOS型トランジスタをソースフォロワとして利用している。これによりNMOS型トランジスタに比べ $1/10$ 程度の大きさに低減できる。また本発明になる撮像素子をX線撮像装置に用いる場合シンチレータを通り抜けたX線が直接トランジスタに当たる。PMOS型トランジスタはNMOS型トランジスタに比べX線耐久性が強い（リーク電流増加、閾値 $V_{\text{th}}$ 変動が少ない）のでさらに好適である。

【0063】本実施形態の画素回路では転送スイッチは設けず、フォトダイオードと増幅トランジスタのゲートを直結し光電変換部とした。本実施形態では完全転送ではないので光電変換部のリセット時に $kTC$ ノイズが発生するが、このノイズを除去するために、二重サンプリング回路を使用することは公知である。

【0064】医療用のX線撮像装置では、画素の大きさは、 $50 \mu\text{m} \square \sim 200 \mu\text{m} \square$ 程度に大きくてよいので、画素セル内に動作モードに応じた2個の増幅MOSトランジスタを配置しても十分大きい開口率を実現できる。

【0065】本実施形態ではシフトレジスタを画素領域内に配置するので、シンチレータを抜けたX線が直接シフトレジスタに当たる。シフトレジスタ回路はパルス信号を順次転送するために用いられている。シフトレジスタとしてスタティックシフトレジスタを用いる。原理的にはスタティック型はX線の影響を比較的受けにくく、本実施形態のようにX線が直接当たる場所に用いることができる。従ってスタティック型シフトレジスタを用いればX線ダメージやエラーの少なく、信頼性が向上した撮像装置を実現できる。

【0066】本実施形態は撮像素子としてCMOS型撮像素子を用いているので消費電力が少なく、大板の撮像装置を構成する場合に好適である。

【0067】なお撮像素子内にマルチプレクサを作りこむのは撮像素子での動作を早くするためである。

【0068】また撮像素子からは外部端子を經由して外部に信号を取り出すが、この外部端子周りには大きな浮遊容量がある。従って外部端子の前段にアンプを設けることにより信号の伝送特性を補償することができる。さらに9枚の撮像素子は、共通の駆動パルスで駆動できるので周辺の駆動パルス発生回路も容易になる。また、共通駆動により撮像素子駆動回路の共通化もでき、従って実装的にも優れていることが分かる。

【0069】（第5の実施形態）図10は本発明による放射線撮像装置のX線診断システムへの応用例を示したものである。X線チューブ6050で発生したX線6060は患者あるいは被験者6061の胸部6062を透過し、図9に示したようなシンチレータ21、FOP22、撮像素子23、外部処理基板25を備える放射線撮

像装置 6040 に入射する。この入射した X 線には患者 6061 の体内部の情報が含まれている。X 線の入射に対応してシンチレータは発光し、これを撮像素子が光電変換して、電気的情報を得る。この情報はデジタルに変換されイメージプロセッサ 6070 により画像処理され制御室のディスプレイ 6080 で観察できる。

【0070】また、この情報は電話回線 6090 等の伝送手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクタールームなどディスプレイ 6081 に表示もしくは光ディスク等の記録手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。またフィルムプロセッサ 6100 によりフィルム 6110 に記録することもできる。

【0071】以上説明したように、本発明は医療用の X 線センサに応用することが可能であるが、それ以外の用途に応用した場合にも有効である。

#### 【0072】

【発明の効果】本発明によれば、以下の効果を得ることができる。

(1) 各画素内に画像取り込みモードに応じたサイズの異なる増幅 MOS トランジスタ等の増幅手段とモード切替手段（スイッチ手段）を設けることで、高速・高感度動画像撮影／広ダイナミックレンジ・低ノイズ静止画撮影が 1 つの撮像素子で可能となる。

(2) 上記効果を有する複数の撮像素子を配置することで繋ぎ目のない全面画像を提供でき、高速・高感度動画像撮影／広ダイナミックレンジ・低ノイズ静止画撮影を兼用できる大板薄型 X 線撮像装置を提供することができる。

【0073】(3) また本発明による撮像素子では、MOS トランジスタ等の増幅手段を各画素に 2 種類もち、いずれかを選択することでゲイン切り替えおよびダイナミックレンジの切り替えを行うことができる。また、それらを異なるゲートサイズのソースフォロワとすることで、1/f ノイズを抑制することができ、撮影モードの切り替えによって高感度の画像の撮影をする場合と、広いダイナミックレンジをもち、低ノイズの画像の撮影をする場合を選択できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【図 2】本発明の第 2 の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【図 3】本発明の第 3 の実施形態の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

【図 4】本発明の第 4 の実施形態の撮像素子の部分平面

図である。

【図 5】図 4 中の画素回路と垂直シフトレジスタの単位ブロックの関係を示す図である。

【図 6】図 4 中の画素セルにおける光電変換部と画素アンプの関係を示した概念的平面図である。

【図 7】本発明の実施形態による撮像素子とその元となるウエハを示す平面図である。

【図 8】本発明の実施形態による撮像素子の 3×3 配列及び走査回路の配列を示す平面図である。

【図 9】本発明の実施形態による撮像装置の構成を示す断面図であり、図 8 の A-A' 断面を示す。

【図 10】本発明の実施形態 5 による放射線撮影システムの構成を示す概念図である。

【図 11】医療分野における透視（動画）、撮影（静止画）時の X 線量と出力の関係を示す特性図である。

【図 12】従来の撮像素子の画素セルの等価回路図である。

#### 【符号の説明】

PD フォトダイオード

C1、C2、C3 容量

M1～M7 トランジスタ

11 撮像素子の端部

12 画素セルの境界

13 垂直シフトレジスタのブロック

14 水平シフトレジスタを含む共通処理回路のブロック

15 外部端子

16 パンプ

17 保護抵抗

18 保護ダイオード

21 シンチレータ

22 FOP

23 撮像素子

24 基台

25 基板（外部処理基板）

26 フレキシブル基板（TAB 電氣的接続部）

31 フォトダイオード

32 第 1 の増幅 MOS 型 トランジスタ（画素アンプ 1）

33 第 2 の増幅 MOS 型 トランジスタ（画素アンプ 2）

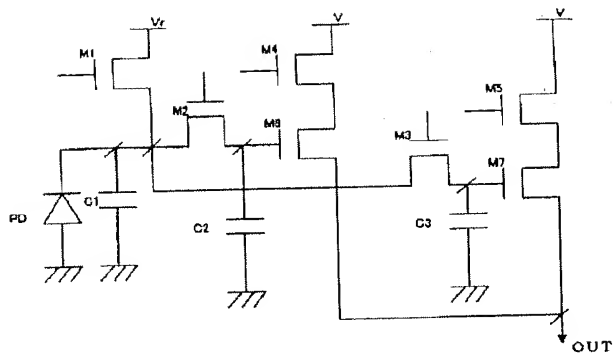
34 切替え MOS 型 トランジスタ（モード切替えスイッチ）

35 選択 MOS 型 トランジスタ

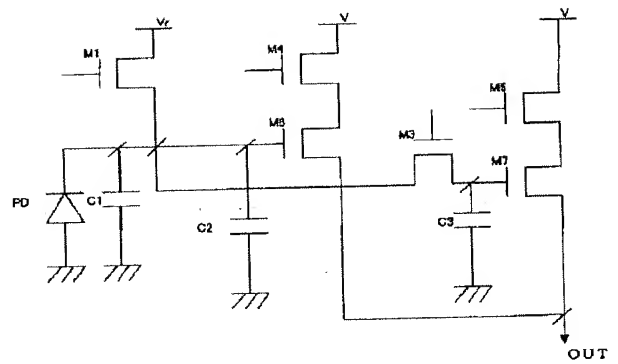
36 リセット MOS 型 トランジスタ（リセットスイッチ）

37 出力信号線

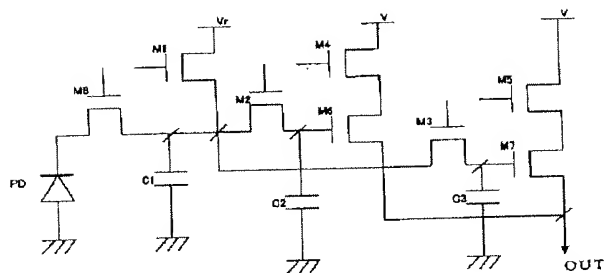
【図1】



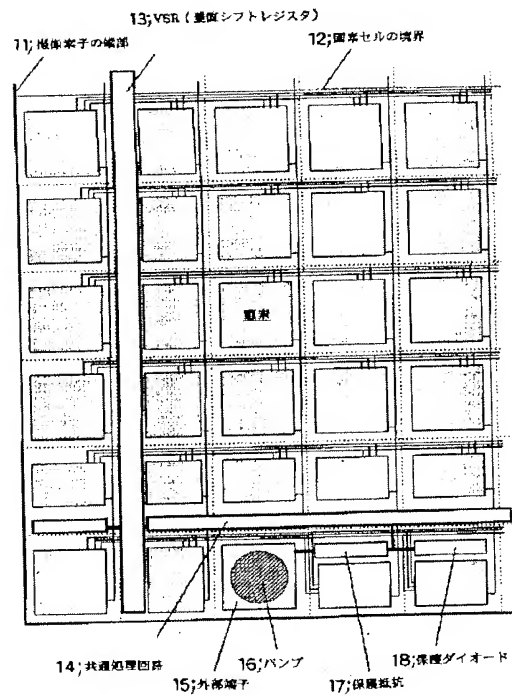
【図2】



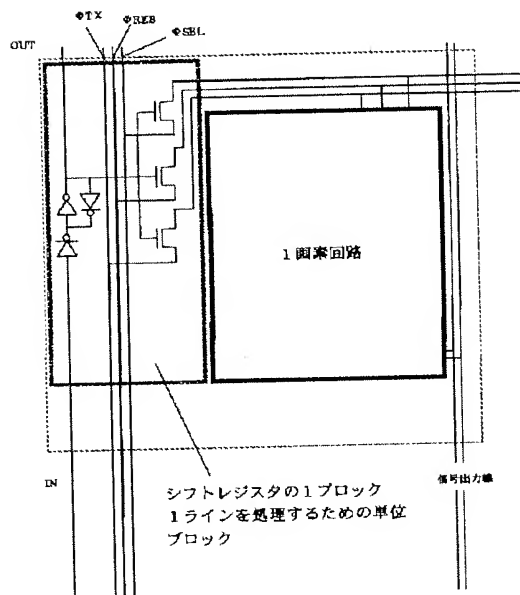
【図3】



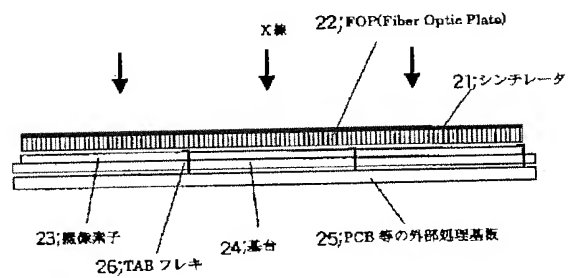
【図4】



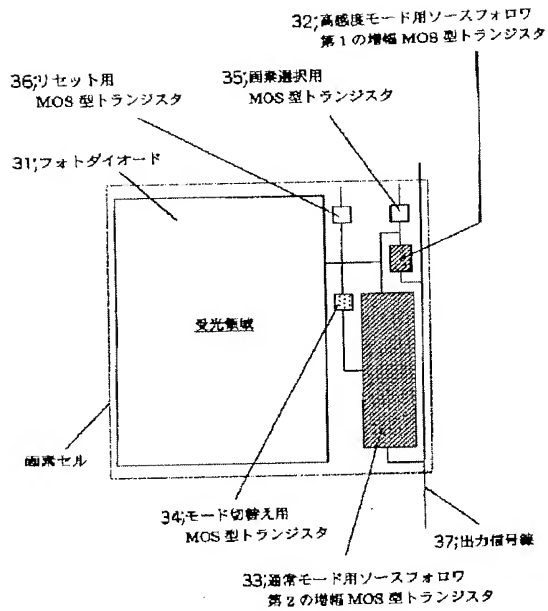
【図5】



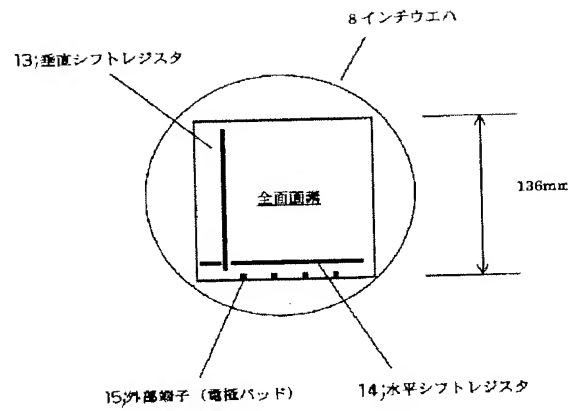
【図9】



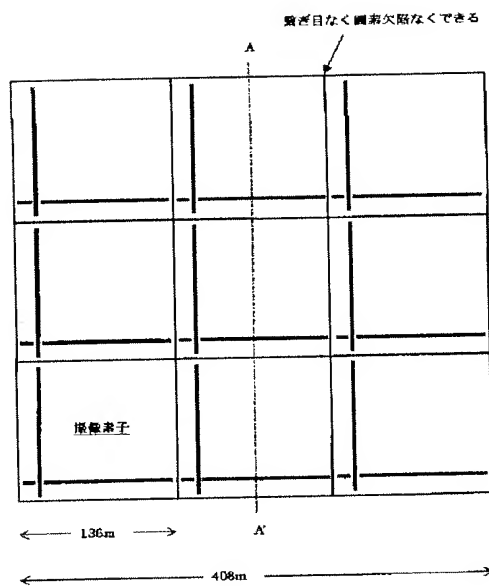
【図6】



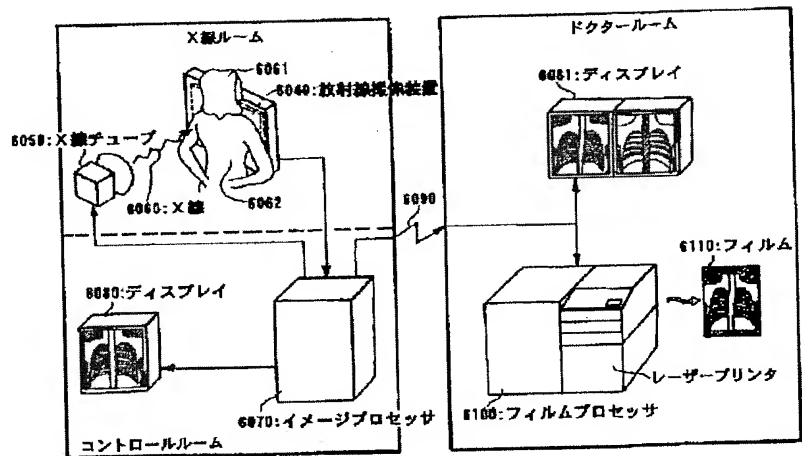
【図7】



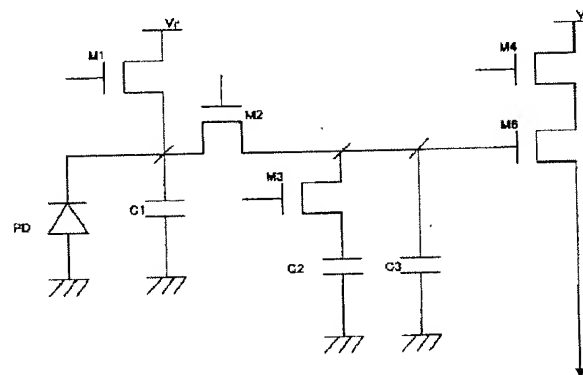
【図8】



【図10】

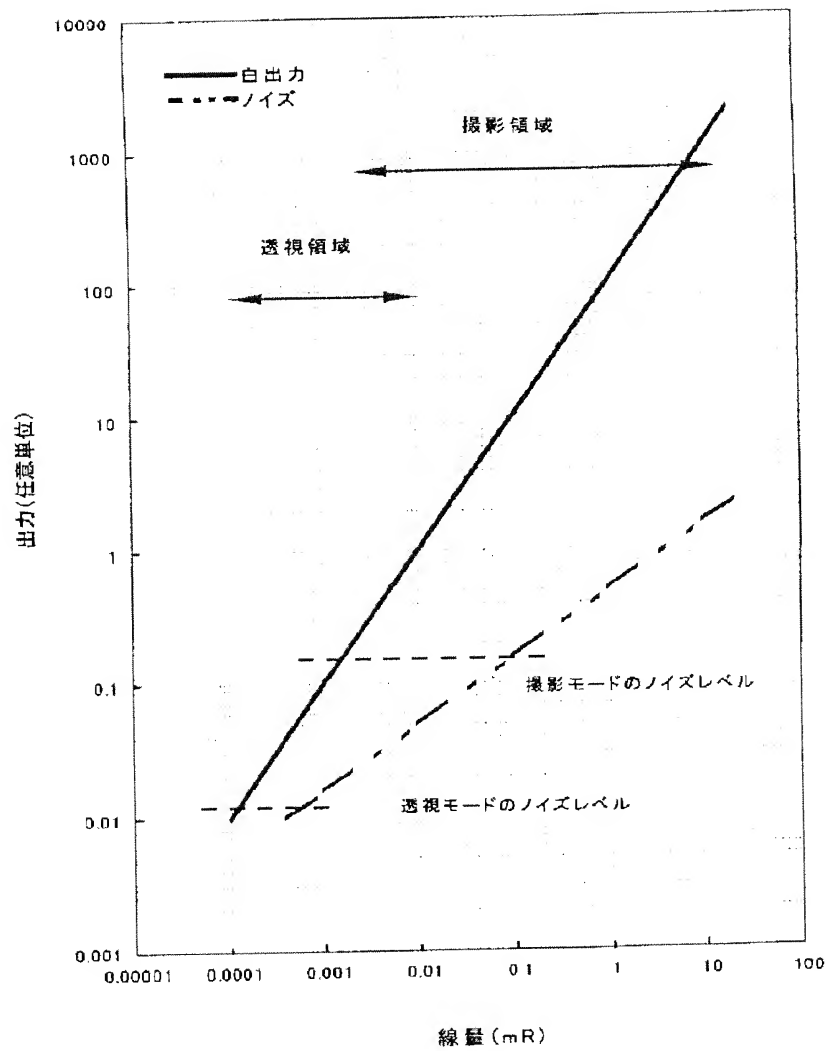


【図12】



【図11】

透視(動画)/撮影(静止画)の線量範囲



フロントページの続き

(72) 発明者 海部 紀之  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
 ノン株式会社内

Fターム(参考) 5C024 AX11 CX03 CX41 CX43 CY11  
 GX03 GX09 GY31